

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto



**Efeito da Aplicação do Espaçador Interespinhoso na
Biomecânica da Coluna Vertebral**

João Nuno Miranda de Abreu

Dissertação realizada no âmbito do
Mestrado em Engenharia Biomédica

Orientador: Professor Doutor Renato Manuel Natal Jorge

Coorientador: Professor Doutor Marco Paulo Lages Parente

Junho de 2018

A Dissertação intitulada

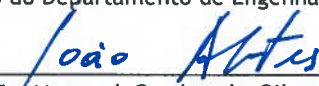
“Efeito da Aplicação do Espaçador Interespinhoso na Biomecânica da Coluna Vertebral”

foi aprovada em provas realizadas em 05-07-2018

o júri


Presidente Prof. Doutor Joaquim Gabriel Magalhães Mendes
Professor Auxiliar do Departamento de Engenharia Mecânica da FEUP - U.Porto


Prof. Doutor Renato Manuel Natal Jorge
Professor Associado do Departamento de Engenharia Mecânica - FEUP - U. Porto


Prof. Doutor João Manuel Cunha da Silva Abrantes
Professor Catedrático da Universidade Lusófona de Humanidades e Tecnologias

O autor declara que a presente dissertação (ou relatório de projeto) é da sua exclusiva autoria e foi escrita sem qualquer apoio externo não explicitamente autorizado. Os resultados, ideias, parágrafos, ou outros extratos tomados de ou inspirados em trabalhos de outros autores, e demais referências bibliográficas usadas, são corretamente citados.


Autor - João Nuno Miranda de Abreu

Faculdade de Engenharia da Universidade do Porto

Resumo

Os estudos da coluna vertebral são de elevada importância, uma vez que podem originar novos métodos de diagnóstico e tratamento. Ao nível do tratamento são utilizados inúmeros procedimentos cirúrgicos e dispositivos, com o propósito de reverter ou minimizar lesões da coluna que tem a possibilidade de serem bastante debilitantes. Como a coluna vertebral lombar é o local mais propício a lesões devido à sua elevada mobilidade, a importância deste estudo para pacientes com patologia discal acresce ainda mais.

O principal objetivo desta dissertação passa pelo estudo computacional do comportamento biomecânico da coluna vertebral lombar com a aplicação de um espaçador interespinhoso em L4-L5. Para isso foram efetuadas algumas alterações no que diz respeito ao disco intervertebral, de forma a simular uma patologia de longa duração no disco. Desta forma, é possível avaliar as diferentes respostas e eficácia deste dispositivo para os diferentes movimentos possíveis da coluna vertebral.

Para este efeito, vai ser utilizado um modelo tridimensional de elementos finitos da coluna vertebral lombar, obtido a partir de imagens de tomografia computadorizada (TC). Os resultados deste trabalho demonstraram que ocorre uma diminuição na mobilidade da coluna vertebral com a aplicação do espaçador. Esta diminuição foi mais significativa nos movimentos de extensão e flexão, sendo bastante menores nos movimentos de flexão lateral. Esta diminuição promove um aumento na estabilidade da coluna. Ainda foi possível verificar que as pressões discais diminuíram, sendo registadas diminuições superiores no movimento de extensão seguindo-se o de flexão e o de flexão lateral onde se registaram as menores variações.

Assim foi possível concluir, tendo considerando as limitações do modelo, que a aplicação do espaçador interespinhoso trás resultados positivos no que diz respeito à estabilidade da coluna vertebral e à diminuição das pressões nos discos, uma das principais causas de dores crónicas.

Palavras-chave: Coluna vertebral, Espaçador interespinhoso, Disco intervertebral, Patologias, Tomografia Computorizada, Método dos elementos Finitos, mobilidade, pressão discal, dores crónicas.

Abstract

Studies of the spine are of great importance as they can give rise to new methods of diagnosis and treatment. At the treatment level, numerous surgical procedures and devices are used, with the purpose of reversing or minimizing spinal injuries that have the potential to be quite debilitating. As the lumbar spine is the most conducive to injury due to its high mobility, the importance of this study for patients with disc pathology is even greater.

The main objective of this dissertation is the computational study of the biomechanical behavior of the lumbar vertebral column with the application of an interspinous spacer in L4-L5. For this, some changes were made regarding the intervertebral disc, in order to simulate a long-term pathology in the disc. In this way, it is possible to evaluate the different responses and effectiveness of this device for the different possible movements of the spine.

For this purpose, a three-dimensional model of finite elements of the lumbar spine, obtained from computed tomography (CT) images, will be used. The results of this work demonstrated that there is a decrease in the mobility of the spine with the application of the spacer. This decrease was more significant in the extension and flexion movements, being much smaller in lateral flexion movements. This decrease promotes an increase in spine stability. It was still possible to verify that the disc pressures decreased, with higher decreases in the extension movement followed by flexion and lateral flexion, where the smallest variations were recorded.

Thus, it was possible to conclude, considering the limitations of the model, that the application of the interspinous spacer results in positive results regarding the stability of the vertebral column and the reduction of disc pressures, one of the main causes of chronic pain.

Keywords: *Spine; Interspinous spacer, Intervertebral disc, Pathologies, Computed Tomography, Finite element method, mobility, disc pressure, chronic pain.*

Agradecimentos

Nesta secção desejo agradecer a todas as pessoas que tornaram possível a realização deste trabalho.

Em primeiro lugar quero agradecer ao meu orientador o Professor Doutor Renato Natal e ao meu coorientador o professor Doutor Marco Parente, por todo o apoio e tempo disponibilizado.

Queria também agradecer ao Engenheiro Bruno Areias no apoio com as mais diversas questões relacionadas com o modelo geométrico e com os *softwares* computacionais.

Gostaria de fazer um agradecimento especial à minha namorada Liliana Vilaça, por estar sempre presente e por sempre me apoiar.

Em último lugar queria agradecer aos meus pais, por todo o seu apoio e esforços. A eles dedico este trabalho, todo o meu empenho e dedicação.

João Nuno Miranda de Abreu

Índice

1	Introdução	1
1.1	Enquadramento	1
1.2	Objectivo e Motivação.....	2
1.3	Metodologia e plano de trabalho.....	2
1.4	Revisão bibliográfica	3
2	Coluna vertebral: Estruturas Anatómicas	7
2.1	Introdução	7
2.2	Vértebras	8
2.3	Discos Intervertebrais	9
2.4	Canal espinal.....	11
2.5	Ligamentos.....	11
2.6	Músculos	13
3	Aspetos clínicos	15
3.1	Degeneração do Disco	15
3.2	Dores crónicas.....	16
3.3	Estenose	17
3.4	Degeneração das Facetas	18
3.5	Espaçador interespinhoso.....	18
3.6	Processo cirúrgico de implantação.....	19
4	Biomecânica da coluna Vertebral	21
4.1	Introdução	21
4.2	Estabilidade da Coluna Vertebral	21

4.3 Cargas a atuar na coluna vertebral	22
4.4 Movimentos da coluna vertebral.....	22
4.5Biomecânica do disco intervertebral.....	23
4.6Biomecânica dos ligamentos.....	24
5 Modelo Geométrico	25
5.1 Método dos elementos finitos	25
5.2 Simulação Numérica.....	26
5.3 Discretização pelo Método dos Elementos Finitos	28
5.3.1 Elementos tridimensionais.....	29
5.4 Imagens Médicas	33
5.5 Obtenção do Modelo geométrico	34
5.6 Tipos de elementos e características do Modelo geométrico.....	35
5.7 Propriedades mecânicas dos materiais	36
5.8Cargas, Condições de Fronteira e Contatos	39
6 Resultados	41
6.1 Validação	41
6.2 Modelo de elementos finitos	44
6.2.1 Espaçador vs. Sem espaçador em extensão	45
6.2.2 Espaçador vs. Sem espaçador em flexão	46
6.2.3 Espaçador vs. Sem espaçador em flexão lateral	48
7 Discussão	51
8 Conclusão e trabalhos futuros	53
Referências	55

Lista de figuras

Figura 1.1 – Gráfico de Gantt.....	3
Figura 2.1 – Vértébras (traduzido de [16]).....	8
Figura 2.2 – Vistas Superior, Posterior e Lateral de uma vértebra lombar (traduzido e adaptado de [21]).....	9
Figura 2.3 – Secções transversa e sagital do disco intervertebral (traduzido [21]).....	10
Figura 2.4 – Ligamento longitudinal anterior e posterior (traduzido de [16])	12
Figura 2.5 – Ligamento Amarelo (traduzido de [16])	12
Figura 2.6 – Totalidade dos ligamentos presentes entre duas vértebras [28]	13
Figura 3.1 – Exemplo de disco que sofreu de abaulamento [37]	16
Figura 3.2 – a) Mielograma que mostra estenose no canal central em múltiplos pontos ao longo da coluna vertebral; b) Hipertrofia degenerativa das articulações que leva ao estreitamento do canal central [39]	17
Figura 3.3 – CD HORIZON® SPIRE™ Spinal System da Medtronic , com as seguintes dimensões , 45 mm de comprimento, 12mm de largura e 3mm de espessura	19
Figura 3.4 – Alguns passos do processo cirúrgico de implantação de um espaçador interespinhoso. A – O espaçador é fixo a uns instrumento de fixação e é inserido na cavidade. Cada metade do espaçador é colocada em cada um dos lados do processo espinhoso, com a haste colocada no espaço entre os dois processos espinhosos. B – Utilizando um instrumento de compressão, o espaçador é apertado forçando os seus espigões contra o osso. C – É mantida esta compressão, enquanto que a ficha de bloqueio é apertada a um determinado torque. D – Quando é atingida a força necessária a parte superior da ficha do bloqueio irá sair [45]	20
Figura 4.1 – Movimentos da coluna vertebral [33]	23
Figura 5.1 – Processo de discretização de um domínio em elementos finitos (adaptado de [46])... ..	27
Figura 5.2 – Representação da Metodologia do Método dos elementos finitos (adaptado de [51]) ..	28
Figura 5.3 – Representação esquemática do elemento finito tetraédrico de primeira ordem, com 4 nós e respetivos graus de liberdade (adaptado de [51]).....	29
Figura 5.4 – Tomografia computadorizada helicoidal [52]	34
Figura 5.5 – Representação da metodologia do MEF (adaptado de [17]).....	35

Figura 5.6 – Ligamentos que constituem o modelo geométrico. A - Ligamento longitudinal anterior. B – Ligamento Amarelo. C – Ligamento interespinhoso. D – Ligamento supraespinhoso	36
Figura 5.7 – A- Uma única lamela de fibras concêntricas. B- Todas as lamelas de fibras concêntricas do disco. C- Todos os componentes do disco intervertebral e os 5 pontos utilizados para calcular a sua espessura média.....	37
Figura 6.1 – Representação dos pontos seleccionados em cada uma das vértebras assim como os vetores formados com os mesmos.	42
Figura 6.2 – Variações angulares para o movimento de extensão no modelo de elementos finitos em comparação com o estudo <i>in vitro</i>	42
Figura 6.3 – Variações angulares para o movimento de flexão no modelo de elementos finitos em comparação com o estudo <i>in vitro</i>	42
Figura 6.4 – Variações angulares para o movimento de flexão lateral no modelo de elementos finitos em comparação com o estudo <i>in vitro</i>	43
Figura 6.5 – Comparação dos ângulos realizados pelos diferentes segmentos da coluna lombar patológica com espaçador e sem espaçador durante a extensão.....	45
Figura 6.6 – Comparação das pressões hidrostáticas no disco L4/L5 com e sem espaçador interespinhoso em extensão	45
Figura 6.7 – Comparação das pressões hidrostáticas nos discos intervertebrais adjacentes ao local de aplicação ou não do espaçador interespinhos, sendo que na primeira linha se encontram os discos de L3/L4 e na linha seguinte os discos do segmento L5/S1.....	46
Figura 6.8 – Comparação dos ângulos realizados pelos diferentes segmentos da coluna lombar patológica com espaçador e sem espaçador durante a flexão.....	46
Figura 6.9 – Comparação das pressões hidrostáticas no disco L4/L5 com e sem espaçador interespinhoso.....	47
Figura 6.10 – Comparação das pressões hidrostáticas nos discos intervertebrais adjacentes ao local de aplicação ou não do espaçador interespinhos, sendo que na primeira linha se encontra o disco do segmento L5/S1 e na segunda linha o disco do segmento L3/L4.....	47
Figura 6.11 – Comparação dos valores angulares nos diferentes segmentos da coluna vertebral em flexão lateral com espaçador interespinhoso.....	48
Figura 6.12 – Comparação dos valores angulares nos diferentes segmentos da coluna vertebral em flexão lateral sem espaçador interespinhoso.	48
Figura 6.13 – Comparação dos valores angulares nos diferentes segmentos da coluna vertebral em flexão lateral direita com e sem espaçador interespinhoso.....	49
Figura 6.14 – Comparação das pressões hidrostáticas no disco L4/L5 com e sem espaçador interespinhoso.....	49
Figura 6.15 – Comparação das pressões hidrostáticas para a flexão lateral direita nos discos intervertebrais adjacentes ao local de aplicação ou não do espaçador interespinhos, sendo que na	

primeira linha se encontra o disco do segmento L3/L4 e na segunda linha o disco do segmento L5/S1.....	50
--	----

Lista de tabelas

Tabela 2.1 – Classificação muscular adaptado de [19]	14
Tabela 4.1 – Gama de movimentos da coluna vertebral [27]	23
Tabela 5.1 – Passos para a análise estrutural do MEF (adaptado de [46])	26
Tabela 5.2 – Gama de valores normais para osso vertebral cortical e trabecular	37
Tabela 5.3 – Gama de valores normais para os componentes de um disco intervertebral	38
Tabela 5.4 – Valores normais para os ligamentos lombares	38
Tabela 6.1 – Percentagem média do erro nos movimentos de extensão e flexão.....	43
Tabela 6.2 – Percentagem média do erro para a flexão lateral.....	43
Tabela 6.3 – Erro nos movimentos de flexão, extensão e flexão lateral.....	44
Tabela 6.4 – Graus de degeneração de longa duração segundo kurutz et al [1].	44

Abreviaturas, Acrónimos e Símbolos

Lista de abreviaturas e acrónimos

3D	Tridimensional
HU	Houndsfield
MEF	Método dos elementos finitos
TC	Tomografia Computorizada
PEEK	polieteretercetona
RM	Ressonância magnética
ROM	<i>Range of Motion</i>

Lista de símbolos

E	Modulo de Young
Kv	quilovolt
MPa	Megapascal
mA	miliampere
N.m	Newton.metro
u	Deslocamento
x	Coordenada
v	Coeficiente de Poisson
σ	Tensão
ε	Deformação
%	Porcentagem

Capítulo 1

Introdução

1.1 - Enquadramento

A coluna vertebral é uma estrutura muito complexa anatomicamente, mas também ao nível do seu comportamento mecânico e biomecânico. Esta estrutura corporal é constituída por diferentes elementos, sendo estes os ligamentos, músculos, estruturas ósseas, discos intervertebrais e a espinal medula em conjunto com as restantes estruturas nervosas.

Devido à sua complexidade a coluna é muito propícia a lesões ou patologias degenerativas. A zona lombar é muito propícia à ocorrência deste tipo de problemas, devido a posturas incorretas, cargas inesperadas ou patologias discais. As patologias associadas a esta zona do corpo normalmente apresentam como efeitos secundários dores e uma redução na mobilidade da pessoa, fazendo com que algumas vezes seja necessária uma abordagem cirúrgica. Este tipo de abordagens tem como objetivo o aumento da qualidade de vida do paciente.

Para avaliar o paciente já existem uma série de ferramentas de imagem médica, como por exemplo a tomografia computadorizada, a qual é utilizada neste estudo. Estas técnicas apresentam algumas limitações, pois não permitem determinar o estado de tensão em que a coluna se encontra nem prever o seu comportamento [2].

O método cirúrgico a ser utilizado é escolhido pelo cirurgião com o recurso a imagens médicas, esta escolha pode passar pela fusão intervertebral. Este método consiste na limitação por completo dos movimentos patológicos, fundindo as estruturas vertebrais a eles adjacentes. A curto prazo tem sucesso na atenuação dos sintomas, mas a longo prazo revela-se prejudicial, uma vez que altera a transmissão de carga ao longo da coluna, causando alterações na sua estrutura. Uma das principais contra-indicações detectadas a este tratamento foi a degeneração do disco intervertebral adjacente a fusão [3]. Estas limitações levaram ao desenvolvimento de técnicas alternativas com dispositivos que não envolvem fusão. O objectivo destes dispositivos menos agressivos e invasores passa por tentar restaurar as capacidades biomecânicas normais da coluna vertebral. Os espaçadores interespinhosos inserem-se nesta categoria, sendo especialmente benéficos em pacientes jovens, onde a fusão intervertebral traria provavelmente problemas a longo prazo, como já referido. Este dispositivo, utilizado em patologias como a estenose ou a degeneração das facetas, é colocado entre os processos espinhosos, limitando a extensão e não afetando os restantes movimentos como a flexão, rotação axial e flexão lateral [4].

Com o recurso a modelos computacionais como é o caso do Método dos Elementos Finitos (MEF), é possível estudar e prever o comportamento biomecânico da coluna vertebral. Sendo possível assim colmatar as lacunas de apenas utilizar imagens médicas, tornando possível melhorar o diagnóstico e o tratamento. Neste trabalho vai ser estudado um espaçador interespinhoso em específico denominado de CD HORIZON® SPIRE™ Spinal System da Medtronic Sofamor Danek.

1.2 - Objectivo e Motivação

Este trabalho vai ser realizado com o objectivo de estudar a mobilidade da coluna vertebral e tensões nos discos intervertebrais, após a implantação de um espaçador interespinhoso em L4-L5. Para este efeito vai ser utilizado um modelo tridimensional da coluna vertebral lombar, a análise e obtenção dos resultados vai ser efetuada com o software Abaqus. O disco vai ter variantes no que diz respeito às suas propriedades, uma vez que vai ser testada a implantação em pacientes com discos patológicos.

Com este estudo pretende-se clarificar os diferentes comportamentos biomecânicos que ocorrem após a implantação deste espaçador em específico. O dispositivo foi implantado em L4-L5, pois este segmento lombar da coluna vertebral é o que possui uma maior liberdade em relação aos movimentos que consegue efetuar e o que suporta maior carga [5]. Com tudo isto, pretende-se dar um passo em frente na compreensão de como se comporta a coluna vertebral em diferentes situações e ainda impulsionar melhores técnicas de diagnóstico, avaliação clínica e tratamentos.

De paciente para paciente as características anatómicas e propriedades mecânicas variam, devido a diferentes patologias que possam ser portadores e diferentes hábitos do dia-a-dia. O comportamento biomecânico de cada indivíduo vai ser distinto, logo a mesma metodologia de tratamento vai ter resultados e eficiências distintas, impossibilitando assim um tratamento ideal e generalizado para todos. Esta impossibilidade estimula a realização deste tipo estudos biomecânicos, pois pretende-se compreender o comportamento do dispositivo perante diferentes casos e adaptar os tratamentos de uma forma mais eficaz.

1.3 - Metodologia e plano de trabalho

A primeira etapa desta dissertação consistiu num estudo bibliográfico generalizado da coluna vertebral, tendo a informação sido obtida de livros e artigos científicos publicados. Após este estudo mais generalizado o alvo de investigação incidiu-se sobre os seus componentes, as vértebras, ligamentos, discos intervertebrais e por fim, mas não de uma forma tão aprofundada, nos músculos, uma vez que estes não estão presentes no modelo 3D.

Em seguida passou-se ao estudo da biomecânica da coluna vertebral, passando pela sua estabilidade, as cargas que nela estão a atuar, os movimentos que pode realizar e as propriedades biomecânicas dos componentes que a constituem. Em seguida tornou-se relevante em termos clínicos um estudo das patologias da coluna vertebral, das suas causas e efeitos. Isto para ser possível ter um melhor enquadramento das patologias em que este dispositivo pode ser utilizado e os seus objetivos. O próximo tema a ser abordado foi o próprio espaçador, o CD HORIZON®

SPIRE™SpinalSystem da MedtronicSofamorDanek, e o seu processo de implantação com todas as devidas etapas cirúrgicas.

O Método dos Elementos Finitos foi o tema a ser abordado posteriormente, com uma pequena introdução das aplicações deste método e da sua importância. Foram abordadas duas formas de discretização distintas, a unidimensional e a tridimensional, sendo que esta última vai ser utilizada neste trabalho.

Posteriormente foi abordado o modelo geométrico, o tipo de imagens médicas a partir do qual foi obtido, todo o processo de obtenção do modelo, características do modelo como o tipo de elementos e as propriedades mecânicas dos diferentes componentes anatómicos.

Por fim foram efetuadas as simulações com o disco patológico e foram estudados os graus de movimento e tensões no disco.

O plano de trabalho pode ser dividido em 6 tarefas distintas:

- 1ª Tarefa – Pesquisa bibliográfica;
- 2ª Tarefa – Desenvolvimento do Modelo geométrico e de elementos finitos;
- 3ª Tarefa – Validação do Modelo biomecânico;
- 4ª Tarefa – Análise biomecânica para situações patológicas;
- 5ª Tarefa – Escrita da tese;
- 6ª Tarefa – Revisão e correcção do documento.

O plano anual para estas tarefas encontra-se representado na figura seguinte, através de um gráfico de Gantt.

	2017			2018					
	Out	Nov	Dez	Jan	Fev	Mar	Abr	Mai	Jun
1ª Tarefa									
2ª Tarefa									
3ª Tarefa									
4ª Tarefa									
5ª Tarefa									
6ª Tarefa									

Figura 1.1 -Gráfico de Gantt

1.4 - Revisão bibliográfica

Ao longo dos anos, vários modelos da zona lombar da coluna vertebral foram desenvolvidos na literatura. O seguinte texto apresenta alguns trabalhos relevantes que podem auxiliar a realização desta presente dissertação.

Ayturk and Puttlitzem 2011 desenvolveram um modelo de L1-L5[6], obtido através de imagens TC de uma paciente do sexo feminino de 49 anos. O modelo foi validado comparando os resultados com dados de estudos passados, com o modelo de teste a ser submetido a um momento de 7,5 Nm aplicado na *endplate* de L1 em três direções de carga principais (flexão/extensão, rotação axial e flexão lateral). O ROM foi validado comparando com os resulta-

dos de Panjabi et al. (1994) [7].

Kiapour et al. (2012) criaram um modelo de L3-S1 da zona lombar da coluna vertebral[8], baseado numa imagem TC de um cadáver do sexo masculino. Neste modelo foi aplicado inicialmente uma carga, de forma a simular as forças musculares e o peso da secção superior do corpo. Para simular os ligamentos foram utilizados elementos *truss* sem resistência à compressão com propriedades hipo-elásticas não lineares. No caso das articulações das facetas foram utilizados elementos *gap* unidirecionais. Este modelo foi utilizado para simular duas situações: o movimento da coluna após uma cirurgia de fusão vertebral e o seu comportamento após a implantação de um disco intervertebral.

Em 2013, Lin et al. construíram um modelo lombar L1-L5, com o objetivo de avaliar os efeitos de fixadores dinâmicos aplicados na zona lombar [9]. O modelo foi obtido de uma TC, sendo que esta imagem médica pertencia a um indivíduo saudável de 19 anos do sexo masculino. O modelo foi validado comparando os valores do ROM, neste estudo foi usado um momento de 7.5Nm para a flexão/extensão, flexão lateral e rotação axial. A validação foi efetuada pela comparação dos resultados obtidos *in vitro* em Kettler et al. [10].

Shih et al. (2012) utilizaram um modelo de elementos finitos (FE) da zona lombar L1-L5, com um espaçador *Dynesys* inserido no segmento L3-L4 [11]. Com o modelo validado foi efetuado um estudo fazendo variar a espessura do espaçador (5 distintas) em 3 direções, já referidas anteriormente. Os resultados do ROM, forças de contacto das facetas e tensão no disco foram comparados com os valores de uma coluna sem implantação de um espaçador. Foi possível verificar que todos os valores do estudo com o espaçador foram inferiores aos da coluna intacta.

Em 2006, Vadapalli et al. utilizaram um modelo previamente validado de um segmento intacto L3-L5 [12]. Posteriormente, esta geometria foi alterada, de forma a conseguir simular espaçadores de fusão intervertebral construídos por polieterecetercetona (PEEK) de grau médico e titânio implantados em L4-L5. Foi também simulada a colocação de um enxerto de osso no espaço intervertebral entre os espaçadores. A condição em que é colocado um espaçador com instrumentação em conjunto com o enxerto de osso simula as condições presentes imediatamente após a cirurgia. Os resultados mostraram que a tensão no enxerto de osso era 9 vezes superior quando utilizando um espaçador PEEK comparando com a utilização de um em titânio, enquanto que a tensão era 2.4 vezes superior nas placas vertebrais utilizando espaçadores de titânio em comparação com os de PEEK.

Lee et al. (2004) realizaram um estudo para avaliar a rigidez axial da fusão intervertebral, da tensão de compressão e do abaulamento na placa vertebral, devido a mudanças na posição do espaçador intervertebral com e sem fusão do osso[13]. Para este efeito, utilizaram um modelo de elementos finitos L2-L3 para uma posterior comparação com os resultados obtidos de estudos biomecânicos *in vitro*. Foi possível verificar com este estudo que a variação da posição anterior ao longo do eixo ântero-posterior não apresentou variações no seu comportamento mecânico após a fusão intervertebral.

Byun et al. (2012) realizaram um estudo das propriedades biomecânicas e eficácia de um determinado espaçador (*CoflexTM*) na coluna vertebral[14]. Foi criado um modelo geométrico 3D L3-L5, através de TC. O ROM obtido nos resultados foi utilizado para a validação, para isso estes valores foram comparados com um estudo em cadáveres realizado por Yamamoto et al. [15]. Os resultados demonstraram que o espaçador restringiu o deslocamento à extensão, flexão lateral e compressão da articulação entre L4-L5. A pressão intradiscal em L4-5 diminuiu significativamente e a força da contração das facetas registou também uma diminuição.

Mais recentemente, Erbulut et al. avaliaram os efeitos biomecânicos de um espaçador inte-

respinhoso na cinética. Para além disso, também foi estudada a divisão da carga no segmento onde o espaçador é aplicado e nos seus segmentos adjacentes [16]. Foi utilizado um modelo FE na zona lombar L1-L5, obtido de uma imagem TC de um homem saudável de 35 anos. Neste modelo foram utilizados elementos *GAP* para simular as articulações das facetas entre as vértebras. Os ligamentos foram representados por elementos *truss*, os componentes ósseos e o núcleo pulposos foram representados por elementos hexagonais, enquanto que as fibras foram representadas por elementos viga. O espaçador foi implantado no segmento L3-L4, sendo testadas as situações onde existe implantação do instrumento e onde a coluna foi deixada intacta. Os movimentos adjacentes, cargas nas facetas e a pressão intradiscal foram simulados e investigados.

Capítulo 2

Coluna vertebral: Estruturas Anatômicas

2.1- Introdução

A coluna vertebral, importante “peça” do corpo humano, é constituída por diferentes estruturas com diferentes funções, sendo algumas delas ósseas, cartilaginosas ou musculares. Estas estruturas necessitam de ser rígidas o suficiente para que consigam suportar o peso do tronco, serem capazes de fornecer uma importante componente de proteção à medula espinal e ao mesmo tempo possuir uma flexibilidade suficiente para todas as gamas de movimentos realizados pelo ser humano [17].

As principais curvaturas da coluna na região torácica e sacral são côncavas anteriormente, à semelhança de o que se verifica durante o seu desenvolvimento no estado embrionário. De maneira a que o mínimo de energia seja despendida na manutenção da posição bípede existem duas curvaturas convexas anteriormente na zona lombar e cervical [18]. Devido à combinação da necessidade de propriedades como rigidez e flexibilidade e ao *stress* exercido sobre a coluna durante o dia-a-dia, a probabilidade da ocorrência de diversas patologias é significativa [19].

A coluna vertebral é constituída por sete vértebras cervicais (C1-C7), doze torácicas (T1-T12), cinco lombares (L1-L5), cinco fundidas com o sacro e 4 vértebras coccígeas, como pode ser observado na Figura 2.1. As vértebras são formadas por dois tipos distintos de osso, o cortical e o trabecular. O osso cortical é encontrado à superfície e possui características mais rígidas, enquanto que o trabecular é mais poroso e flexível e corresponde à parte interna. As vértebras encontram-se interligadas com discos intervertebrais esponjosos e ancoradas com o auxílio de ligamentos e inserções musculares que viabilizam em conjunto uma coluna estável. Os movimentos entre vértebras são limitados, mas o somatório destes ao longo da coluna vertebral permite uma maior gama de movimentos [18].

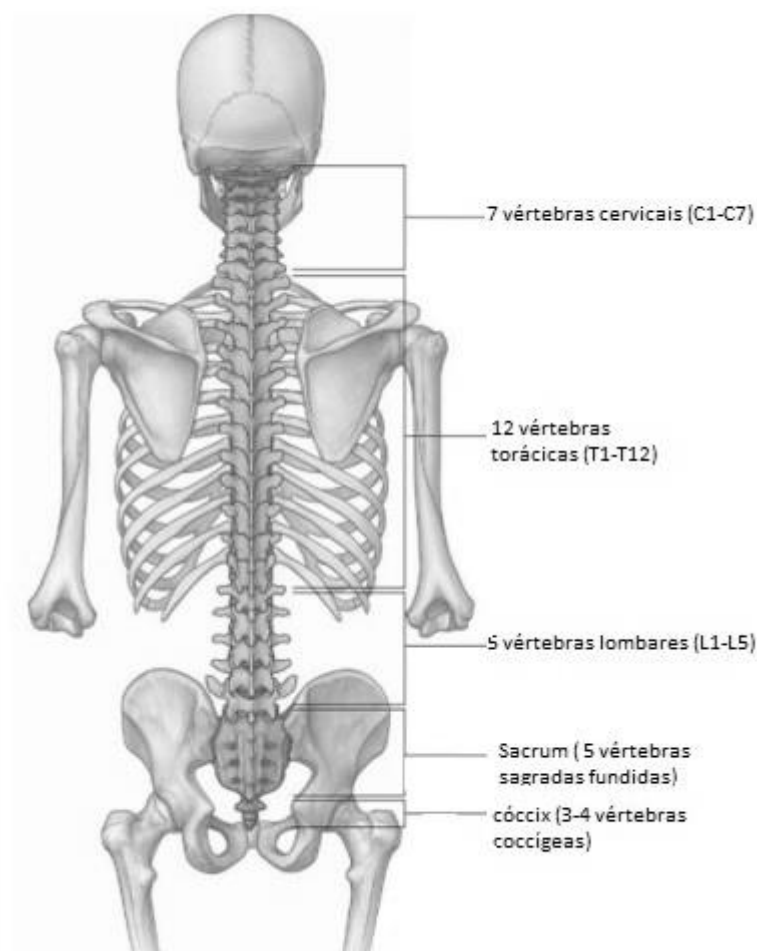


Figura 2.1 -Vértebras (traduzido de [18])

2.2 - Vértebras

Com exceção das vértebras fundidas com o sacro e dos ossos coccígeos, as restantes vértebras são bastante semelhantes e possuem características comuns entre si. A maioria das vértebras é constituída pelo corpo da vértebra situado anteriormente, o qual suporta a maioria do peso exercido sobre a vértebra, e o arco neural localizado posteriormente [18].

O corpo da vértebra aumenta em comprimento e profundidade à medida que percorremos a coluna vertebral, isto devido ao aumento sucessivo das forças axiais [20]. Este é formado por uma camada exterior fina de osso cortical, denominada de placa terminal óssea. Para além disso, este corpo é perfurado por muitos canais de pequeno tamanho, que permitem a passagem de metabolitos do osso para as regiões centrais dos discos avasculares [21]. A rede trabecular que constitui o corpo da vértebra é formada por um sistema de trabéculas vertical, sistema este que recebe a carga axial e a transmite entre as placas terminais ósseas. A transmissão é efetuada por um sistema horizontal, que favorece a dispersão radial das forças axiais impedindo o encurvamento das trabéculas verticais, e por dois sistemas trabeculares oblíquos que sustentam tensões de corte [22].

O arco neural é formado por dois pedículos emergindo da zona posterior lateral até a anterior proximal do corpo da vértebra, e por duas lâminas que vão emergir de cada um deles, que se vão fundir posteriormente. O arco neural em conjunto com a superfície posterior da vértebra forma um canal apelidado de *foramen vertebral*. A junção central das duas lâminas vai formar o processo espinhoso, enquanto que a junção lateral da lâmina e do pedículo vai formar o processo transversos. De cada um dos processos transversos vão emergir dois componentes, o processo articular superior e o inferior nos quais se encontram as facetas (ver Figura 2.2) [18][21].

Todas as características estruturais do arco neural têm funções específicas, sendo elas, a fixação para os músculos e ligamentos, a atuação como alavancas mecânicas para os músculos e a interação com vértebras vizinhas [18]. Na zona posterior está localizado também o canal espinal, o qual tem uma forma triangular que aloja e protege a espinal medula [17].

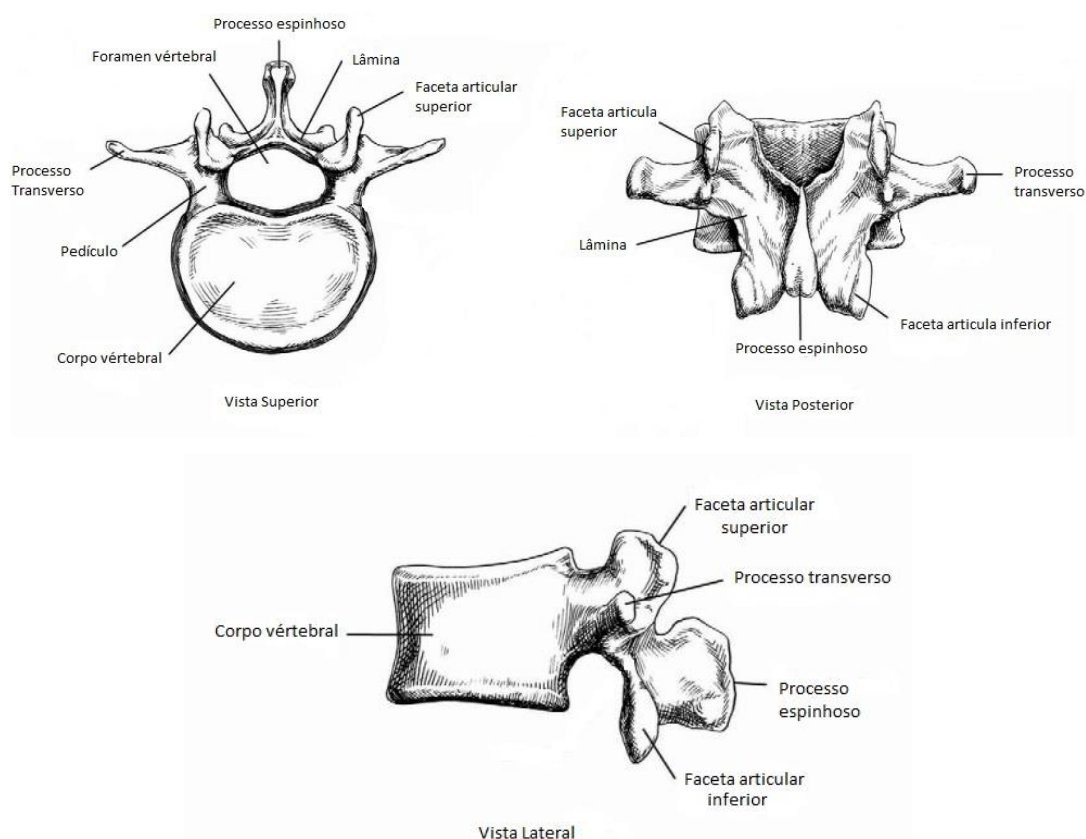


Figura 2.2 - Vistas Superior, Posterior e Lateral de uma vértebra lombar (traduzido e adaptado de[23]).

2.3 - Discos Intervertebrais

O disco intervertebral é um tecido cartilaginoso com pouca densidade celular e conhecido como sendo a maior estrutura avascular do corpo humano. Este disco não se encontra em contacto direto com osso, devido à existência de uma placa exterior (*endplate*) de cartilagem hialina. Esta estrutura tem como principais funções o suporte da coluna vertebral e a manutenção da flexibilidade e capacidade de movimentação da mesma. Estas estruturas formam cerca de 20% a

25% do comprimento total da coluna vertebral, sendo que este tamanho varia de acordo com número de horas em que já nos encontramos numa posição ereta, pois os discos sofrem compressão ao longo do dia e diminuem a sua espessura [17].

Os discos possuem uma espessura variável, sendo esta de maior dimensão na zona lombar, devido à necessidade de suportar mais peso e de permitir uma maior variedade de movimentos. Esta espessura não é uniforme também no próprio disco, por exemplo, os discos cervicais apresentam maior espessura na zona posterior do que na zona anterior. O contrário acontece na zona torácica, conferindo assim a natural curvatura da coluna anteriormente referida [23].

Cada disco é composto por um anel fibroso de colagénio, composto normalmente por 15 a 25 lamelas concêntricas. Este anel é constituído por fibras de elastina que passam radialmente pelas lamelas, o que torna possível que o disco volte à sua posição inicial após sofrer sucessivas compressões. Este disco rodeia um núcleo pulposo gelatinoso, que absorve as forças de compressão entre as vértebras e permite o movimento. O núcleo quando saudável é composto primordialmente por água (88%), proteoglicanos e uma rede de colagénio tipo 2. O núcleo é avascular e recebe a sua nutrição por difusão de vasos sanguíneos, encontrados na periferia do corpo vertebral [24][17].

Devido ao processo natural de envelhecimento o núcleo sofre algumas alterações. Perde gradualmente fibras elásticas de colagénio que são substituídas por tecidos fibrosos, que não tem a mesma eficácia na absorção dos impactos e tensões exercidas sobre os discos. Diminui a sua percentagem de água, que passa de uns 90% no primeiro ano de vida para cerca de 74% no seu octogésimo aniversário, causando uma diminuição na altura do disco. Devido às suas características específicas de obtenção de nutrição existem ainda alguns factores que influenciam a sua difusão e levam à perda de algumas propriedades mecânicas. Alguns destes factores são o tabagismo e alterações na permeabilidade da placa vertebral exterior [25][20][23][17][26].

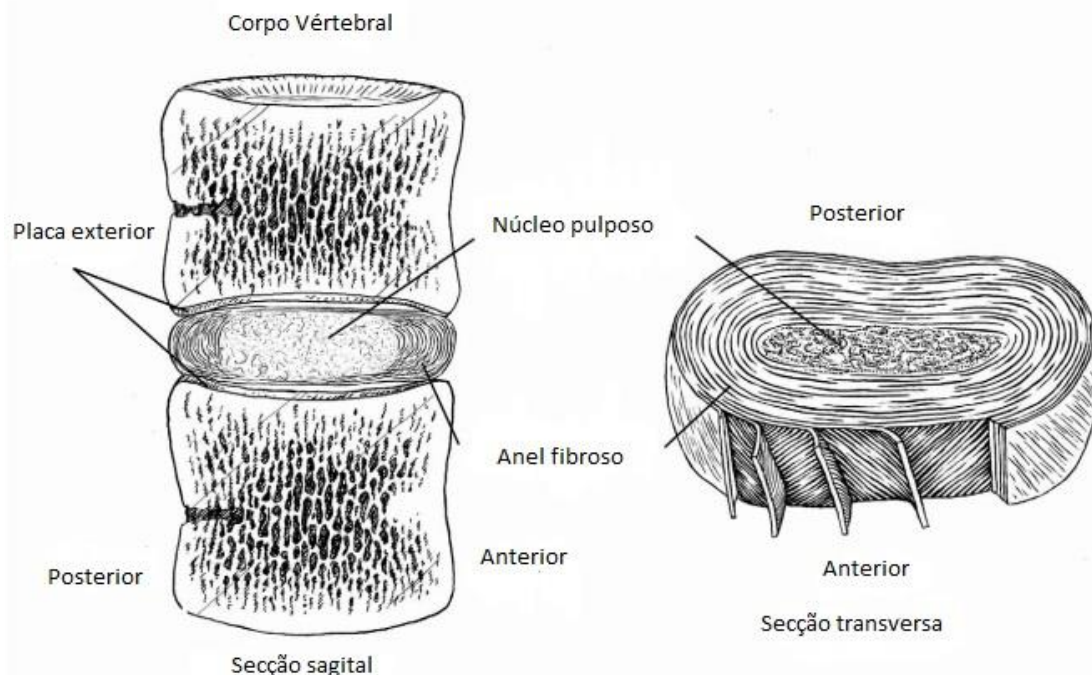


Figura 2.3 - Secções transversa e sagital do disco intervertebral (traduzido de [23]).

2.4 - Canal espinal

O canal espinal é formado anteriormente pelo corpo vertebral das vértebras adjacentes, ligamentos e discos intervertebrais. Lateralmente é formado pelas lâminas e ligamentos, mais concretamente o ligamento *flavum*. Este canal apresenta diâmetros variáveis ao longo de toda a extensão da coluna, variando de 21mm das vértebras C1 a C3 para 18mm nas lombares [17]. No que diz respeito à espinal medula esta encontra-se revestida por três camadas de tecidos, as meninges. A *pia mater* que se encontra em contacto com a superfície da medula, a aracnóide que se encontra separada da pia mater pelo espaço subaracnoideico e que contém o fluido cérebroespinal e a *dura mater* que se encontra numa posição mais exterior. Esta última possui uma maior espessura e encontra-se separada do osso por gordura e um plexo venoso [18].

2.5 - Ligamentos

Os ligamentos são estruturas que desempenham um dos papéis mais importantes na coluna, uma vez que mantém a sua estabilidade. Funcionando como estruturas uniaxiais que reforçam as articulações entre vértebras, mas que apenas suportam cargas mecânicas nas direcções em que as suas fibras se encontram com um gasto mínimo de energia muscular [27].

Os ligamentos são constituídos hierarquicamente por diversas estruturas, sendo a unidade mais pequena as protofibrilas de colagénio. Estas protofibrilas são formadas por cadeias helicoidais de aminoácidos. O nível seguinte na hierarquia é constituído por conjuntos de fibrilas e é denominado de fascículos. Um ligamento é um agregado de fascículos [28].

Os ligamentos longitudinais estão localizados nas superfícies posteriores e anteriores da coluna vertebral na maioria da sua extensão, e classificam-se da seguinte forma:

- **Longitudinal anterior** - O ligamento longitudinal anterior encontra-se fundido superiormente com a base do crânio e inferiormente com o sacro. Ao longo da coluna encontra-se ligado aos discos intervertebrais e à superfície dos corpos das vértebras, tendo uma maior adesão com as vértebras do que com os discos. É composto primordialmente por colagénio [23][21].

- **Longitudinal posterior** - O ligamento longitudinal posterior à semelhança do longitudinal anterior encontra-se ligado aos corpos das vértebras e discos intervertebrais, tendo uma maior adesão com os discos do que com as vértebras. É composto primordialmente por colagénio e tem como função a estabilização da coluna durante a flexão [23][21].



Figura 2.4 - Ligamento longitudinal anterior e posterior (traduzido de [18]).

O ligamento *flavum* (amarelo) é o ligamento mais elástico presente na coluna vertebral. Este conecta as partes superiores e inferiores das lâminas das vértebras adjacentes e estende-se de C2 até S1 [27]. Lateralmente, o ligamento une-se com a cápsula das facetas laterais. São normalmente compostos por fibras elásticas amarelas que se encontram numa posição vertical. Estes finos ligamentos diminuem o espaço entre lâminas adjacentes e formam parte da superfície posterior do canal vertebral. A hipertrofia ou um aumento da espessura deste ligamento na zona lombar vai originar patologias como estenose. Este ligamento tem como principal função a prevenção de curvaturas indesejadas na coluna vertebral [23][21].

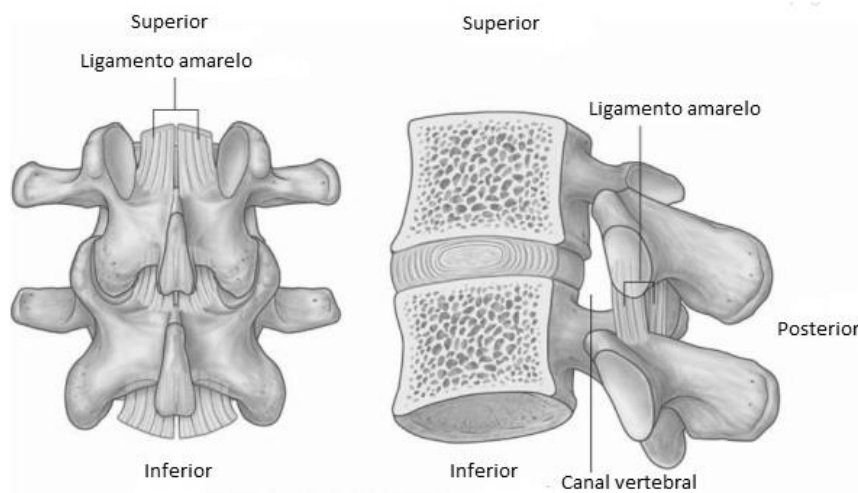


Figura 2.5 - Ligamento Amarelo (traduzido de [18]).

Os ligamentos intertransversos são descritos como uma fina membrana que passa de uma apófise transversa para a outra por finas fibras de colagénio, tipicamente na zona lombar [23][29].

O ligamento interespinhoso é um ligamento fino que se estende desde a região inferior de um processo espinhoso até à região superior de outro, utilizando fibras de colagénio [23]. Encontra-se unido posteriormente com o ligamento supraespinhoso e anteriormente com o ligamento amarelo [29].

O ligamento supraespinhoso é um ligamento mais forte que o anteriormente falado, uma vez que este une-se com os picos dos processos espinhosos adjacentes, utilizando fibras tendinosas [23]. À semelhança do ligamento anterior, o ligamento supraespinhoso tem como dupla função, a proteção contra o excesso de flexão e o afastamento das superfícies das facetas de torção axial [23][21].

Os ligamentos capsulares são ligamentos que se encontram perpendiculares às articulações e estão ligados às circunferências das facetas articulares. Os ligamentos capsulares restringem movimentos de flexão das articulações [21].

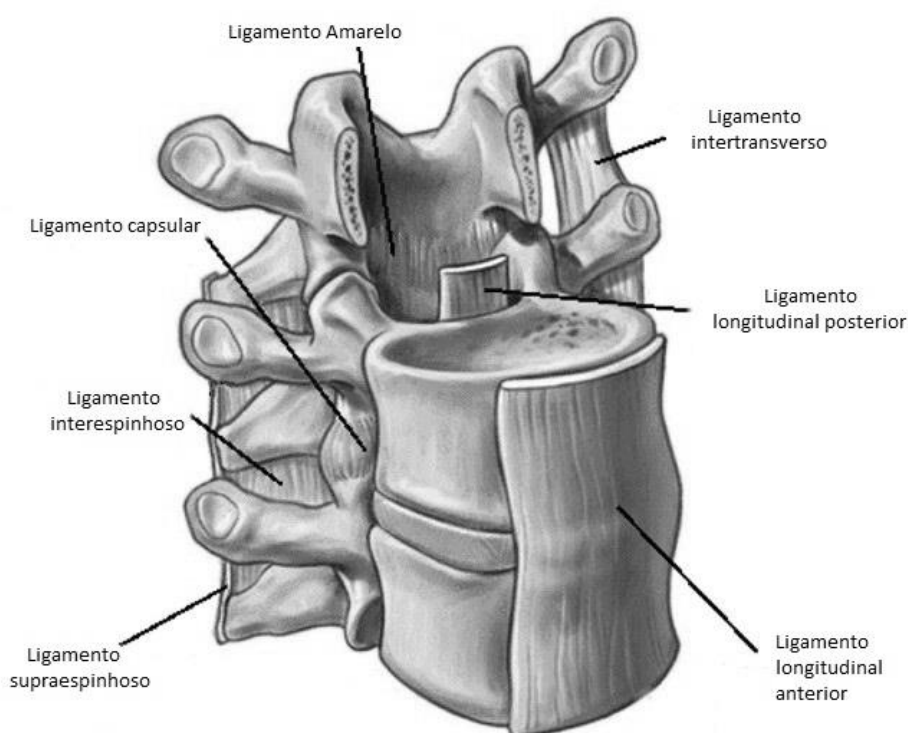


Figura 2.6 - Totalidade dos ligamentos presentes entre duas vértebras [72].

2.6 - Músculos

Os músculos são necessários para promover a estabilidade do tronco numa dada postura e para produzir movimentos durante as atividades fisiológicas. Os músculos podem também de-

sempenhar uma importante função de proteção durante traumas, onde exista tempo para movimentos voluntários e em etapas posteriores a lesões [27].

De acordo com a sua posição em relação à coluna vertebral os músculos encontram-se divididos em dois tipos, músculos pré-vertebrais e pós-vertebrais. Os músculos pós-vertebrais encontram-se divididos em 3 tipos, profundos, intermédios e superficiais. Os pré-vertebrais são referentes aos músculos abdominais [21].

Tabela 2.1 -Classificação muscular (adaptado de[21]).

<i>Pós-vertebrais</i>	Profundos	São músculos curtos que se ligam aos processos espinhosos mais próximos e às lâminas.
	Intermédios	Conectam-se dos processos transversos aos espinhosos da vértebra superior.
	Superiores	São apelidados de eretores da coluna.
<i>Pré-vertebral</i>	Existem 4 músculos abdominais, 3 deles circundam a região abdominal e o quarto está localizado anteriormente no centro.	

Capítulo 3

Aspetos clínicos

3.1 - Degeneração do Disco

Nenhum órgão ou tecido humano começa tão precocemente a sua degeneração como o disco intervertebral, tendo por vezes o seu início durante a puberdade [30]. O termo degeneração descreve uma alteração negativa, quer na composição, estrutura ou função a desempenhar. Esta descrição está dividida em duas classes: (a) as degenerações de longa duração relacionadas com a idade ou (b) as degenerações de curta duração relacionadas com alterações ambientais, tais como alterações mecânicas, químicas, eletromagnéticas ou qualquer outro efeito ambiental [21].

Nas degenerações de longa duração o núcleo normalmente torna-se mais fibroso e com uma consistência mais distinta do seu estado normal que se assemelha a um gel. As lamelas concêntricas tornam-se irregulares, bifurcam e as redes de colagénio e elastina parecem também tornar-se mais desorganizadas. O núcleo sofre fissuras e forma aglomerados devido a proliferação celular, ocorre também a necrose e apoptose das células presentes no núcleo [31]. De acordo com troutet all [32] a percentagem de células necróticas aumenta de 2% em fetos para cerca de 50% em discos adultos. No que diz respeito as principais alterações bioquímicas estas são a redução de proteoglicanos que vai resultar na perda de glicosamino glicanos que por sua vez é responsável por uma perda na pressão osmótica na matriz do disco e uma perda de hidratação.

O disco degenerado produz alterações nas suas funções, sendo que, a alteração principal se verifica nas diferenças no comportamento durante o suporte de cargas. Estes discos quando sobre influência de cargas perdem espessura e fluidos mais rapidamente, e tendem a sofrer abaulamento. As alterações bioquímicas como a perda de proteoglicanos originam uma alteração no comportamento do disco passando este a não comportar-se de uma forma hidrostática sobre cargas, e as cargas podem conduzir a concentrações anómalas de stress na placa exterior e no anel fibroso [33]. A perda de fluidos resulta também numa diminuição da capacidade de dissipação de energia durante ciclos de carga/descarga [34][31].

As degenerações de longa duração do disco normal normalmente levam a patologias, como por exemplo, prolapsos do disco, hérnias, fissuras no anel fibroso ou falhas osteoporóticas no osso trabecular. O segundo tipo de degeneração descrito tem como desordens mais comuns as falhas vertebrais, fraturas das placas exteriores e disrupção interna do disco, resultante de excessos de compressão. Adicionalmente, ainda pode ocorrer espondilose, resultante da carga de mo-

chilas pesadas ou excesso de posturas lordóticas, ruturas na zona anterior do anel fibroso, devido à torção, flexão frontal que pode levar ao deslocamento dos ligamentos intervertebrais e por fim, movimentos de flexão lateral ou posterior, que podem causar patologias como impactação articular ou abaulamento posterior do disco. É de salientar que as lesões de maior gravidade ocorrem quando uma combinação dos seguintes factores ocorre [21][25].

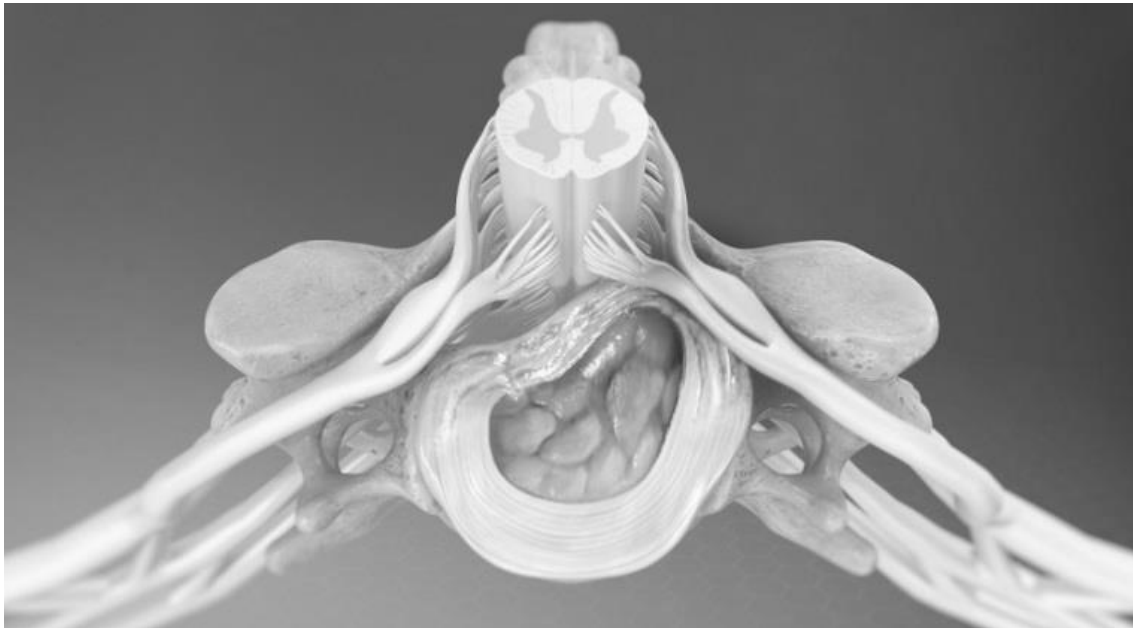


Figura 3.1 - Exemplo de disco que sofreu de abaulamento [73].

3.2 - Dores crónicas

A maioria dos tecidos presentes na coluna vertebral é capaz de transmitir dor, mas é conhecido que a fonte de dores crónicas advém na sua maioria dos discos intervertebrais. O nervo sinovertebral possui terminações nervosas no ligamento longitudinal anterior e na periferia do anel fibroso. Sabendo que este nervo tem fibras simpáticas e somáticas, teoricamente, as suas terminações possuem a capacidade de transmitir dor. A compressão dos discos é uma das principais causas estudadas que provoca dores crónicas e causa limitações à pessoa afetada [21][35].

Um outro fator relacionado com a existência de dores crónicas passa pela perda de proteoglicanos, que influenciam o movimento de moléculas para dentro e fora do disco intervertebral. Esta perda vai causar uma cascata de degeneração, o que vai permitir a penetração de moléculas grandes como factores de crescimento e citocinas para o interior do disco. O aumento do crescimento vascular e neural verificado no interior de discos degenerados está directamente relacionado com as dores crónicas, é provavelmente devido a perda de proteoglicanos porque o *aggrecan* discal demonstrou estar relacionado com a inibição do crescimento neural [31].

3.3 - Estenose

A estenose é uma patologia relativamente frequente em pessoas de idade avançada, sendo a principal causa de cirurgia espinal em pessoas idosas [36]. Com o aumento da esperança média de vida esta patologia tem vindo a acentuar-se, tendo uma recorrência de entre três e doze a cada 100,000 habitantes acima de 65 anos [37].

A estenose pode envolver diferentes estruturas, o canal central, o *foramen*, o recesso lateral ou uma combinação destas localizações [37]. A estenose espinal resulta do estreitamento do canal espinal, o que causa o confinamento das estruturas neurais por parte de ossos da coluna vertebral ou de tecidos moles. Uma estenose no *foramen* pode ser anterior/posterior, resultando de uma combinação do estreitamento do disco e hipertrofia das estruturas anteriores da cápsula das facetas. A estenose no *foramen* é mais comum na terminação nervosa em L5 porque o segmento L5-S1 é o que apresenta o menor rácio entre a área da terminação e do *foramen*. Esta patologia apresenta diversos desafios na sua deteção e classificação, uma vez que o estreitamento é necessário para a identificação da patologia mas não permite a sua classificação. Uma estenose grave pode estar presente e o paciente encontrar-se assintomático [38].

A estenose pode ser classificada como primária, quando causada por deformações congénitas, e secundária, quando resulta de alterações devido a degenerações, infeções, trauma ou cirurgias. A principal causa de estenose é a deformação do disco intervertebral. O abaulamento anterior do disco combinado com o aumento de espessura do ligamento amarelo e hipertrofia posterior das facetas resulta num estreitamento do canal espinal [37]. Esta patologia apresenta uma importante componente dinâmica, uma vez que no canal central a área de superfície diminui com cargas e extensão e aumenta com a flexão. O mesmo acontece quando temos um caso de estenose do *foramen*, a flexão causa um aumento de 12% e a extensão uma diminuição de 15% [38].

O mielograma continua a ser um dos poucos exames que permite uma avaliação numa posição ereta e dinâmica, e é o mais utilizado, como se pode verificar na Figura 4.2 [36].

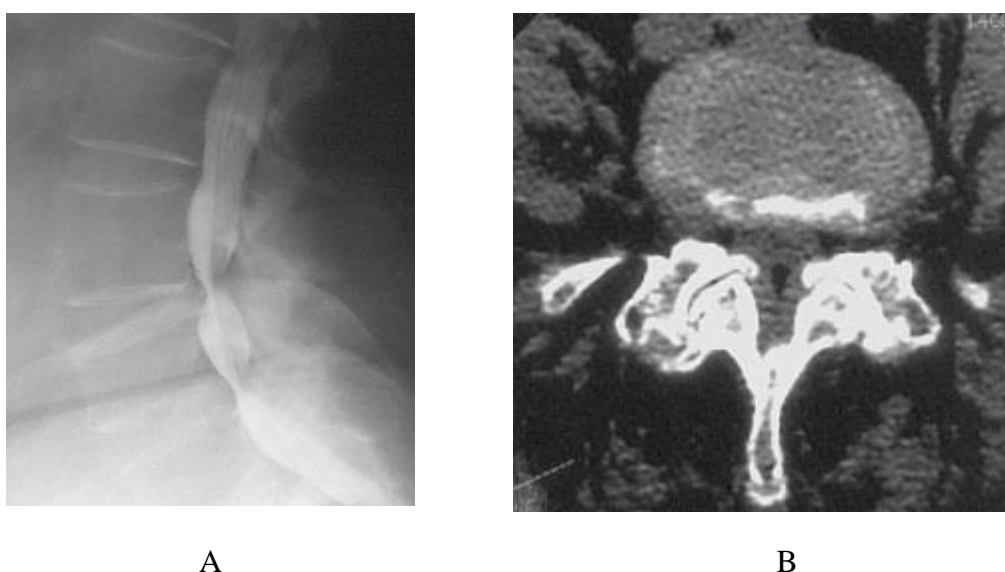


Figura 3.2 A- Mielograma que mostra estenose no canal central em múltiplos pontos ao longo da coluna vertebral; B- Hipertrofia degenerativa das articulações que leva ao estreitamento do canal central [36].

3.4 - Degeneração das Facetas

As articulações das facetas são articulações verdadeiras constituídas por cartilagem hialina, líquido sinovial e cápsulas articulares. Um dos fatores de alterações degenerativas é a idade, e apesar de a degeneração nas facetas ser assintomática muitas das vezes os pacientes desenvolvem dores nas costas e incapacidades. No tratamento da degeneração lombar diferentes técnicas podem ser aplicadas para o tratamento, mas se a degeneração das facetas for elevada as dores crónicas podem continuar, mesmo com uma substituição total do disco intervertebral efetuada com sucesso [39].

As facetas proporcionam uma ajuda no suporte posterior de cargas, estabilizando o segmento nos movimentos de flexão e extensão e protegendo o disco de excesso de tensão. É geralmente aceite que degenerações e patologias existentes nos discos intervertebrais vão despoletar efeitos secundários prejudiciais nas facetas. As consequências mecânicas nas facetas de patologias como degeneração do disco e instabilidade no segmento são o aumento as cargas exercidas sobre as facetas, a subluxação das articulações e as alterações da cartilagem [36].

3.5 - Espaçador interespinhoso

Um espaçador interespinhoso é uma estrutura biologicamente inerte que apresenta uma elevada versatilidade e boas propriedades mecânicas [35]. Recentemente diversos tipos de espaçadores foram apresentados no mercado de implantes para a coluna vertebral. O design deste tipo de dispositivos é bastante dinâmico e pode ser apresentado com diferentes formas, cada um com as suas vantagens e desvantagens. Um espaçador pode ser constituído por diversos materiais, sendo estes o titânio, o poliéterétercetona (PEEK), os enxertos ósseos, os compostos elastoméricos ou o carbono [35][40].

Apesar das diferenças todos têm os mesmos objectivos, afastar os processos espinhosos das vértebras e bloquear a extensão afetando assim a relação das vértebras com os discos intervertebrais. As patologias alvo deste tipo de implantes também varia, indo de estenoses, a dores lombares crónicas, hérnias nos discos, síndrome das facetas e instabilidade [35].

As categorias em que estes implantes se inserem estão relacionadas com o seu design, sendo classificados como estáticos ou dinâmicos. Alguns exemplos de espaçadores estáticos são o *X-STOP*, *Extensure* e o implante de *Wallis*, sendo todos estes espaçadores não compressíveis. No caso dos dinâmicos temos o exemplo do *Coflex*, espaçador em forma de U que é inserido num estado comprimido [35].

Estes dispositivos apresentam diversas vantagens sobre outras terapias que envolvem sistemas que necessitam de implantação, como por exemplo a utilização de parafusos. A utilização de parafusos está associada a um aumento na probabilidade do surgimento de diversas patologias, sendo elas a fuga de fluidos cérebroespinhais, danos nos nervos e infeções [41].

O dispositivo avaliado neste estudo vai ser o CD HORIZON® SPIRE™ Spinal System da Medtronic, classificado como sendo um dispositivo estático. Este dispositivo é constituído por duas placas de titânio com vários espigões direccionados para a zona de contacto com o osso. É de referir, que uma das placas de titânio tem um orifício central no qual vai ser inserido a haste da placa contrária. A articulação poliaxial da haste permite que as duas placas entrem em contacto com os processos espinhosos no ângulo adequado, maximizando assim a área que se encontra em contacto com os espigões [41].

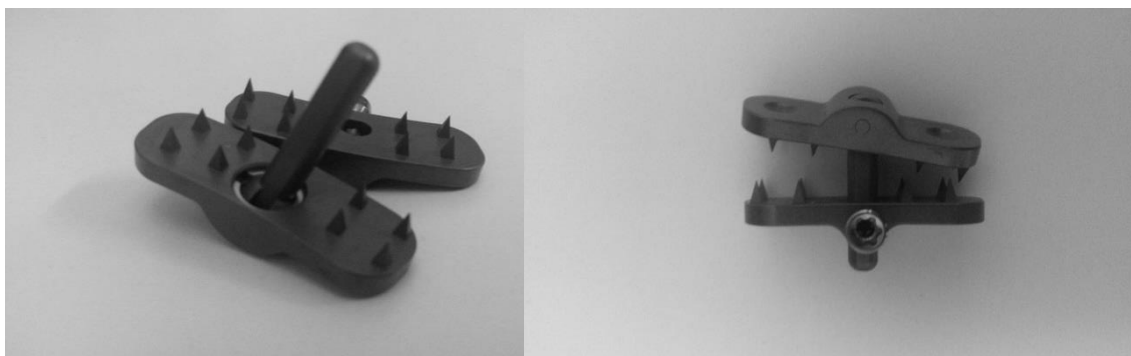


Figura 3.3 - CD HORIZON® SPIRE™ SpinalSystem da Medtronic , com as seguintes dimensões , 45 mm de comprimento, 12mm de largura e 3mm de espessura.

3.6 - Processo cirúrgico de implantação

A cirurgia é iniciada com o paciente colocado numa posição de fácil acesso à zona onde vai ser implantado o dispositivo, normalmente na zona lombar. Posteriormente, é utilizada uma combinação de processos manuais como a palpação ou imagens médicas para a escolha dos processos espinhosos, onde vai ser implantado o dispositivo. É realizada uma incisão de cerca de 3 cm ao longo da linha média do segmento dos processos espinhosos escolhidos. Todos os tecidos moles como os ligamentos e músculos são elevados dos processos espinhosos, onde serão implantados, de forma a permitir a sua fixação. O ligamento supraespinhoso é deixado intacto enquanto que o ligamento interespinhoso é removido [42]. As seguintes etapas do processo cirúrgico são de seguida descritas com a ajuda da Figura 4.4.

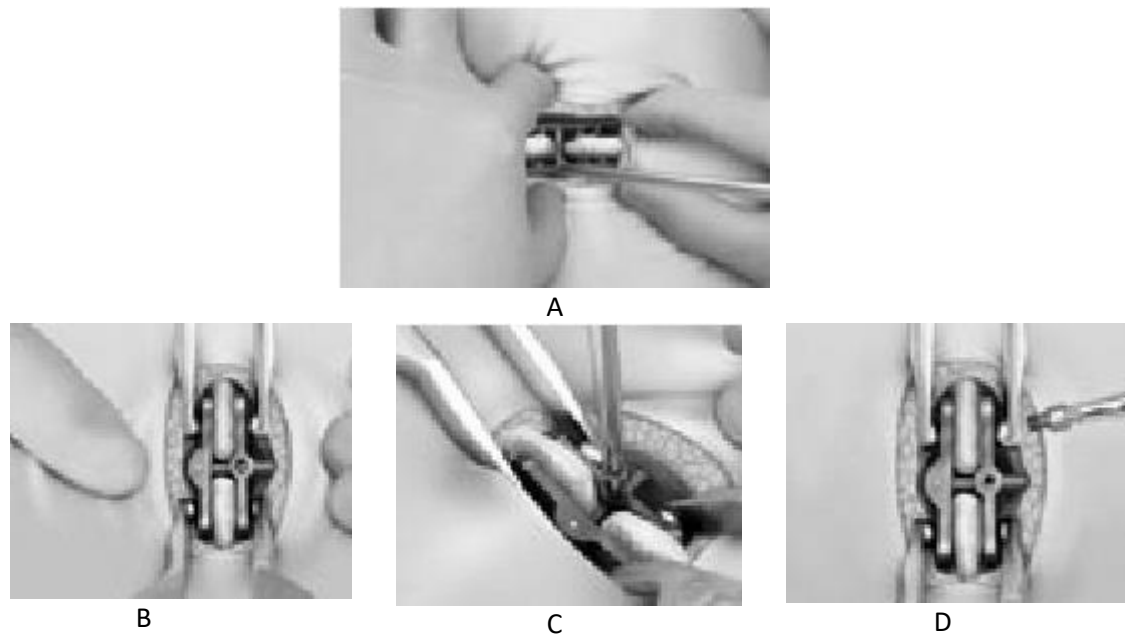


Figura 3.4 - Alguns passos do processo cirúrgico de implantação de um espaçador interespinhoso. A – O espaçador é fixo a uns instrumento de fixação e é inserido na cavidade. Cada metade do espaçador é colocada em cada um dos lados do processo espinhoso, com a haste colocada no espaço entre os dois processos espinhosos. B – Utilizando um instrumento de compressão, o espaçador é apertado forçando os seus espigões contra o osso. C – É mantida esta compressão, enquanto que a ficha de bloqueio é apertada a um determinado *torque*. D – Quando é atingida a força necessária a parte superior da ficha do bloqueio irá sair [42].

Capítulo 4

Biomecânica da coluna Vertebral

4.1 - Introdução

A coluna vertebral na sua totalidade comporta-se como uma estrutura mecânica normal, estando sujeita no dia-a-dia a cargas fisiológicas ou de outro tipo. Esta estrutura possui três funções elementares: (1) garante a transferência de carga ao longo da coluna sem instabilidade, (2) permite a mobilidade e flexibilidade fisiológica suficiente e, (3) protege a medula espinal de impactos e certos movimentos. A coluna vertebral lombar é a zona mais relevante para o cumprimento destas funções elementares, pois é a que possui maiores forças, movimentos, cargas e mobilidade. Devido a isto, é considerada um componente muito complexo mecanicamente [21].

4.2 - Estabilidade da Coluna Vertebral

Como foi referido anteriormente, a coluna vertebral desempenha três funções determinantes, sendo elas, o suporte de cargas, a proteção da medula espinal e uma flexibilidade suficiente que permite uma elevada gama de movimentos.

A estabilidade da coluna vertebral foi definida por White et al. [43] como a capacidade de esta sobre cargas fisiológicas limitar os padrões de deslocamento, de forma a evitar lesões/irritações na medula espinhal ou nos nervos, prevenindo incapacidades motoras devido a deformações ou dores causadas por alterações estruturais na sua anatomia [43][44].

A instabilidade da coluna está associada a uma deformação e perda de rigidez dos tecidos, aumentando assim a mobilidade dos segmentos móveis da coluna, como é o caso das vértebras. Esta instabilidade é muitas das vezes uma causa desconhecida do surgimento de dores ao nível lombar [45][22][46]. White e panjabi definiram instabilidade como: “a perda da capacidade da coluna de sobre cargas fisiológicas manter os padrões de deslocamento, para que não exista um défice neurológico inicial ou adicional, deformidades ou dores incapacitadoras” [47].

4.3 - Cargas a atuar na coluna vertebral

As cargas exercidas sobre a coluna vertebral podem ser de dois tipos, fisiológicas e traumáticas. As cargas fisiológicas, que ocorrem normalmente devido às atividades do dia-a-dia. E cargas traumáticas que habitualmente ocorrem subitamente e acidentalmente [21][25].

As cargas podem ainda ser classificadas de acordo com a origem (gravidade ou muscular). A carga da gravidade é aplicada verticalmente e é independente da deformação da coluna, sendo apenas dependente da sua massa e aceleração. A força compressiva da gravidade aumenta à medida que avançamos ao longo da coluna em direção ao sacro. Esta carga que é primordialmente aplicada na região lombar pode sofrer uma multiplicação em caso de aceleração ou desaceleração. Relativamente à origem muscular, esta é um exemplo de um sistema não conservativo, que está dependente da atividade muscular, que por sua vez é controlada pelo sistema nervoso. A posição e direção de uma força muscular é definida pela deformação da coluna, assim é possível dizer que os músculos auxiliam a manutenção da estabilidade da coluna vertebral. Por exemplo, os músculos abdominais e das costas mantêm a coluna numa posição ereta e estabilizada e impedem que esta efetue movimentos extremos [45][21].

Os ligamentos sendo elementos passivos não contraem, mas conseguem suportar tensões e armazenar energia que pode ser libertada para os músculos [25].

4.4 - Movimentos da coluna vertebral

Os movimentos realizados pela coluna vertebral podem ser decompostos em 6 tipos distintos, sendo estes flexão/extensão no plano sagital, flexão direita e esquerda em relação ao plano frontal e a rotação esquerda ou direita em relação ao eixo longitudinal da coluna vertebral.

Os movimentos são normalmente caracterizados por três parâmetros: (1) zona neutra - representa o local onde a coluna não oferece resistência e é uma zona de baixa rigidez, (2) zona elástica - local onde existe resistência, e a (3) gama de movimentos - é a soma das duas zonas anteriores [26][21]. A gama de movimentos normais está sumarizada na Figura 7 b).

Todos estes movimentos dependem de uma gama de fatores da coluna vertebral, como por exemplo o estado dos discos intervertebrais. As características fisiológicas podem ser as seguintes, a rigidez, diâmetro, quantidade de fluido, degeneração sofrida e gama de movimentos. Quanto menor o seu diâmetro e maior a sua altura, maior vai ser a gama de movimentos, sendo que os que possuem maior mobilidade são os da zona lombar. Os movimentos dependem também do estado dos ligamentos, das facetas e das características viscoelásticas dos discos intervertebrais e dos ligamentos [21].

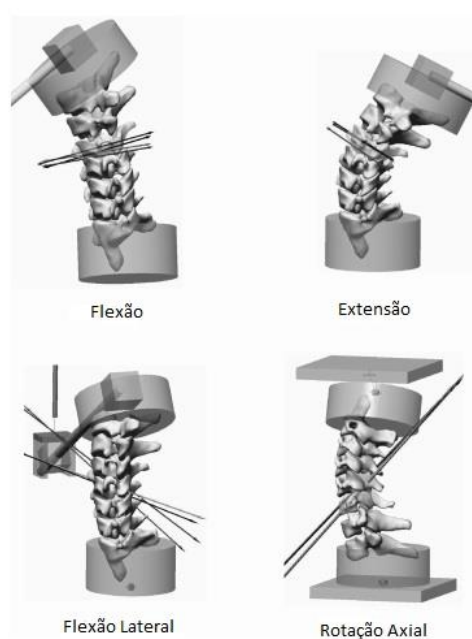


Figura 4.1 -Movimentos da coluna vertebral [74]

Tabela 4.1 -Gama de movimentos da coluna vertebral [44].

Nível	Flexão/Extensão	Rotação	Flexão Lateral
C0/C1	15°- 25°	0-5°	5°
C1/C2	10°- 20°	40°- 45°	5°
C3-7	7° a cada nível na coluna cervical superior. 20° no geral da coluna cervical inferior	7°-10° a cada nível de C2/C3 até T8/).	5° por nível
T1-T12	Mínima.	Rotação mínima a baixodisto	5° por nível
L1-S1	Crescimento gradual do crânio até a zona caudal com 20° permitidos em L5/S1.	Mínima	5° por nível

4.5 - Biomecânica do disco intervertebral

Como já foi referido anteriormente o disco intervertebral desempenha diversas funções de elevada relevância em questões de movimento e estabilidade da coluna vertebral. Por exemplo a disposição específica das fibras de colagénio no anel fibroso é ótima para absorver o stress gerado pela compressão do núcleo pulposo durante cargas axiais do disco, desempenhando assim uma importante função na restrição da rotação axial. O disco é um segmento viscoso, mais especificamente o anel fibroso, numa coluna vertebral com características viscoelásticas [21][48].

A resistência à compressão axial é superior na região posterior e exterior comparando com a região interior e anterior. A resistência à tensão é superior na região anterior e posterior em comparação com a região lateral e interior. A pressão hidrostática no núcleo pulposo é superior

quando o segmento em estudo sofre flexão do que quando ocorre extensão, em média um disco que sofreu flexão de 5,5° apresenta uma pressão hidrostática 50% superior a que possui um disco que sofreu uma extensão de 3° [21][49].

A altura do disco pode sofrer alterações nas suas dimensões devido a diversos factores, sendo eles a perda de fluidos ou a deformação. Os valores apresentados em seguida foram obtidos de Adams et al, sendo que a avaliação foi efetuada após 4 horas de carga corporal sobre os discos. A perda de fluidos normalmente é de cerca de 12,6% no anel fibroso e de cerca de 5,5 no núcleo, devido ao facto de estas estruturas apresentarem dimensões diferentes (o anel fibroso têm três vezes o volume do núcleo) a percentagem de perda total é de cerca de 11% o que representa entre 0,9mm e 1,1mm de perda na sua espessura. Sendo que esta variação é cerca de dois terços da perda normal de espessura segundo Adams et al, restando assim um terço da perda de espessura que é causada pela deformação da vértebra e do anel fibroso [49].

A redução da espessura do disco vai despoletar uma série de consequências na coluna vertebral, sendo elas a redução na gama da rotação axial e de extensão e em sentido contrário o aumento da flexão, uma vez que é diminuída a rigidez neste tipo de movimentos [49].

4.6 - Biomecânica dos ligamentos

Os ligamentos são estruturas passivas que trabalham apenas contra a tensão. Apesar de uma das funções dos ligamentos ser de proteção estes podem aumentar a compressão do disco em cerca de 100% [21].

Os pontos de rutura para os ligamentos referidos anteriormente são os seguintes: (1) ligamento amarelo, 280 N, (2) longitudinal anterior, 450N, (3) longitudinal posterior, 330N, (4) capsular, 220N e, (5) interespinhoso, 120N [21].

Normalmente os ligamentos possuem uma força de tensão de cerca de 36 MPa[28].

Capítulo 5

Modelo Geométrico

5.1 - Método dos elementos finitos

O Método dos elementos finitos é um método numérico que permite solucionar complexos problemas de engenharia. Para a modelação de um determinado problema genérico que envolve meios contínuos, é necessário analisar as partes discretas desses meios através de ferramentas matemáticas. A esta análise da parte em detrimento do todo apelida-se de discretização. A sub-região de um elemento contínuo denomina-se de elemento finito e os pontos onde estes elementos se cruzam são apelidados de nós[50][51]. Inicialmente os elementos finitos mais utilizados eram triangulares e tetraédricos, mas atualmente os mais usados tem a forma de quadriláteros e hexaedros [51].

Podemos então afirmar que o MEF é capaz de resolver um problema sem solução analítica, recorrendo a uma resolução por etapas de problemas mais simples. Desta forma, é possível a obtenção de soluções exatas ou aproximadas, que quando somadas conduzem a uma resposta ao problema global inicial [50]. Em geral o MEF resolve problemas com sistemas de equações diferenciais parciais em sistemas de equações diferenciais ordinárias, que podem ser integradas numericamente [50].

Apesar do MEF ter recebido o seu nome recentemente, o conceito já existe há vários séculos. Um exemplo disto é encontrado na antiguidade, aquando os matemáticos calcularam a circunferência de um círculo, através de uma aproximação ao perímetro de um polígono [51]. O MEF foi introduzido pela primeira vez em 1956, tendo sido inicialmente utilizado pela indústria aeronáutica. Este método teve os principais desenvolvimentos, que levaram a sua aceitação, na década de 60 e 70. A primeira utilização do MEF em áreas médicas e ligadas à Biologia foi em 1969, com a análise da dinâmica do fluxo pulsátil no sistema cardiovascular [52][53]. A primeira utilização para compreender o comportamento da coluna vertebral foi efetuada em 1973 por Liu e Ray[52].

A utilização do MEF em estudos de coluna vertebral é fundamental, uma vez que permite prever os parâmetros biomecânicos, enquanto se tem em consideração fatores como os fluxos de fluido entre o disco e a vértebra adjacente [54]. Ao contrário de outros métodos utilizados no passado o MEF só tem aplicação prática quando utilizado com um computador [53]. Uma análise estrutural do MEF inclui os passos descritos na Tabela 5.1.

Tabela 5.1 - Passos para a análise estrutural do MEF (adaptado de [50]).

Análise Estrutural MEF	
Passos	Descrição
1	Discretização da estrutura. O meio contínuo vai ser dividido em meios finitos, gerando assim a malha de elementos finitos.
2	Os elementos são conectados por um número discreto de pontos nodais situados nas suas fronteiras, apelidados de nós.
3	Definição das propriedades dos materiais dos elementos.
4	Escolha de um conjunto de funções para definir o estado de deslocamento dentro de cada “elemento finito” em termos dos seus deslocamentos nodais.
5	As funções de deslocamento definem o estado de deformação dentro de um elemento em termos dos deslocamentos nodais. Estas deformações em conjunto com as deformações iniciais e as propriedades constitutivas do material definem o estado de tensão através dos elementos.
6	Agrupamento de matrizes de massa, de amortecimento e de rigidez, que são derivadas de um método baseado em funções de forma. Estas matrizes relacionam o deslocamento nodal, velocidade e aceleração nas forças aplicadas sobre os nós.
7	Aplicação de cargas – forças ou momentos aplicados externamente de forma concentrada ou distribuída.
8	Definição de condições fronteira.
9	Resolução de sistemas de equações algébricas lineares.
10	Cálculo de deslocamento, tensões, reações, modos naturais ou outra informação de pós processamento.

5.2 - Simulação Numérica

O MEF tem uma ampla gama de utilizações, desde estudos na indústria aeronáutica, análise de fluxos de fluídos em sistemas de ventilação, análise de acidentes, de processos cirúrgicos ou conduções térmicas [51][52]. No ramo da Engenharia Biomédica, o Método dos Elementos Finitos tem sido utilizado no desenvolvimento de próteses, possibilitando a criação de uma prótese ideal para cada paciente de acordo com a análise das suas características.

Nos últimos anos, este método tem tido um desenvolvimento acentuado, uma vez que está directamente relacionado e dependente da evolução dos meios de computação. Desta forma, este método tem vindo a ser cada vez mais utilizado na resolução de problemas de engenharia.

Existem diversos *softwares* de simulação numérica, como o ANSYS e o ABAQUS, *software* em utilização neste estudo. Devido à elevada complexidade e desenvolvimento de programas modernos com uma boa interface, este trabalho cada vez mais está restringido a empresas espe-

cializadas. Com isto, a perspectiva de utilizador programador quase desapareceu, deixando apenas o utilizador [53].

A utilização deste método aplica-se tanto a problemas unidimensionais como bidimensionais ou tridimensionais, onde se pretende determinar uma área ou um volume [50]. Como já foi referido, inicialmente é efetuada a discretização e a união dos elementos finitos, formando assim nós. É de referir, que os nós geralmente se encontram nos vértices dos elementos. A Figura 5.1 mostra o processo de discretização de um domínio em elementos finitos.

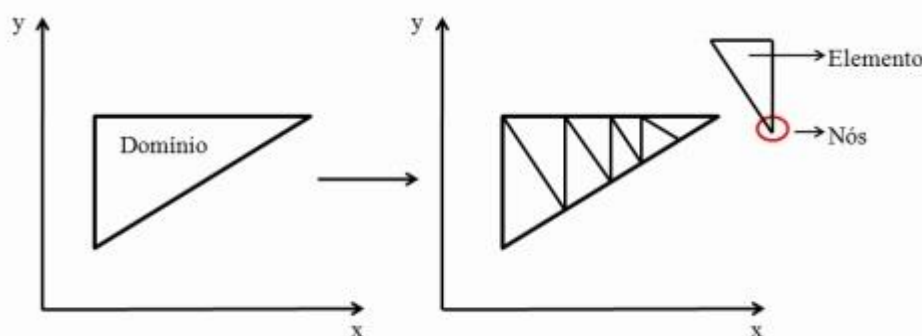


Figura 5.1 -Processo de discretização de um domínio em elementos finitos (adaptado de [50]).

Uma vez que a solução dos deslocamentos de uma estrutura complexa não é exata, é assumida uma solução adequada dentro de um elemento para aproximar a solução desconhecida. Esta solução deve ser simples de uma perspectiva computacional, mas deve assegurar certos critérios de convergência [51]. Com o cálculo dos deslocamentos podem ser obtidas posteriormente as deformações, e com estas, o estado de tensão. Estas informações são posteriormente utilizadas no programa de *software* escolhido.

A simulação numérica utilizando o método dos elementos finitos tem 3 fases: 1) pré-processamento, 2) análise, e 3) pós-processamento. A primeira fase do pré-processamento é utilizada para a construção do modelo geométrico a utilizar e para a definição das cargas e condições a que este vai ser submetido, como por exemplo as condições de fronteira e os contactos. É nesta fase que são definidas as propriedades mecânicas ou físicas dos materiais [50]. O pós-processamento tem a tarefa de apresentar as informações contidas nos ficheiros de saída dos resultados [50].

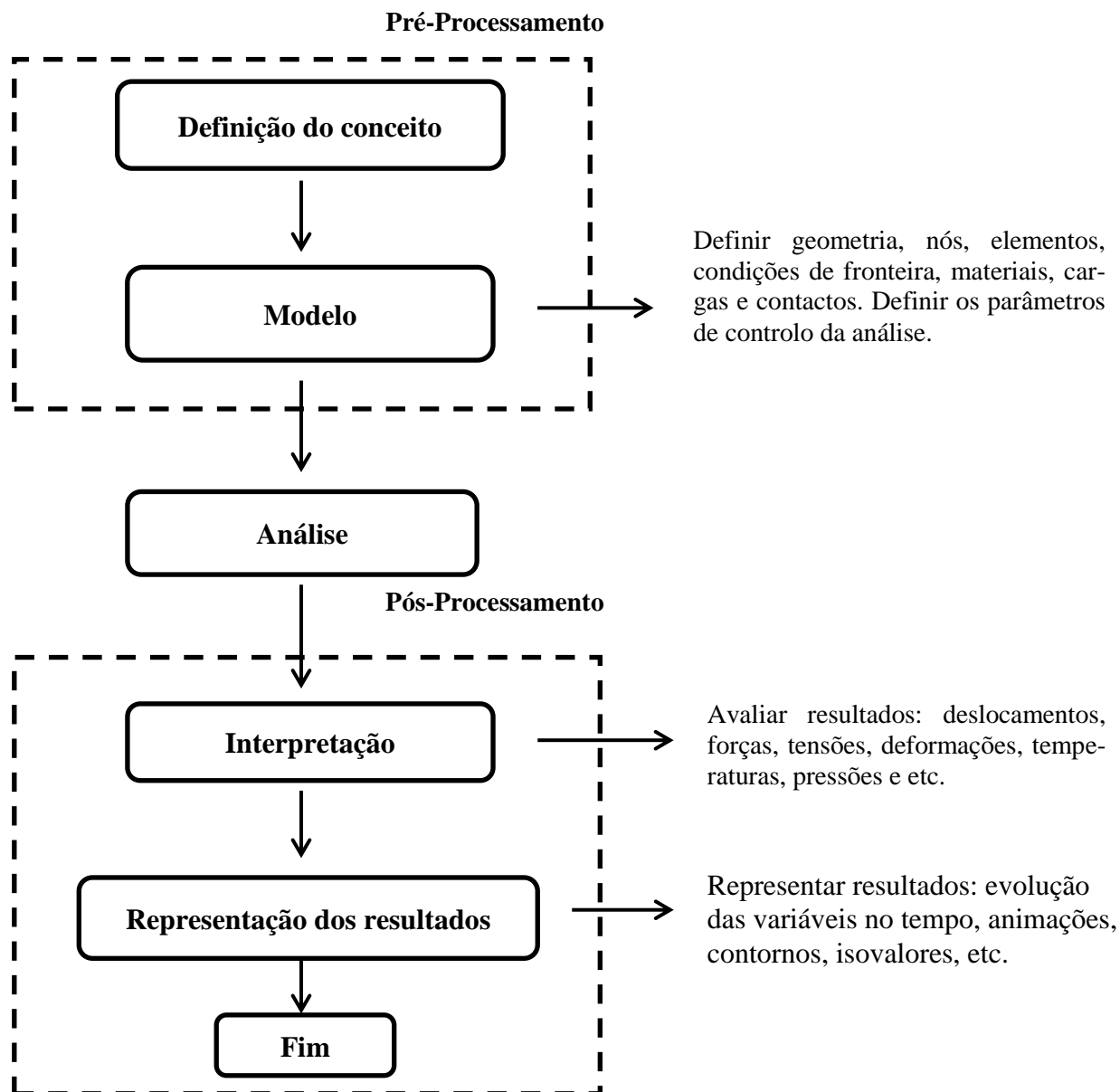


Figura 5.2 -Representação da Metodologia do Método dos elementos finitos (adaptado de [55]).

5.3 - Discretização pelo Método dos Elementos Finitos

A discretização pelo MEF possui três variantes distintas, a discretização unidimensional, bi-dimensional ou tridimensional. A unidimensional é a que detém menor aplicabilidade prática, a tridimensional vai ser descrita em seguida, uma vez que é a utilizada neste estudo e assim se torna mais relevante a sua demonstração.

5.3.1 - Elementos tridimensionais

O caso que vai ser apresentado em seguida diz respeito a elementos finitos tridimensionais, mais concretamente a elementos tetraédricos. Sendo o tipo de elemento mais simples o linear de

quatro nós e doze graus de liberdade, é este o elemento maioritariamente representativo do modelo de *Abaqus* que vai ser utilizado. Este elemento foi escolhido primordialmente em relação aos tetraedros de segunda e terceira ordem, uma vez que acarreta menores custos computacionais [55].

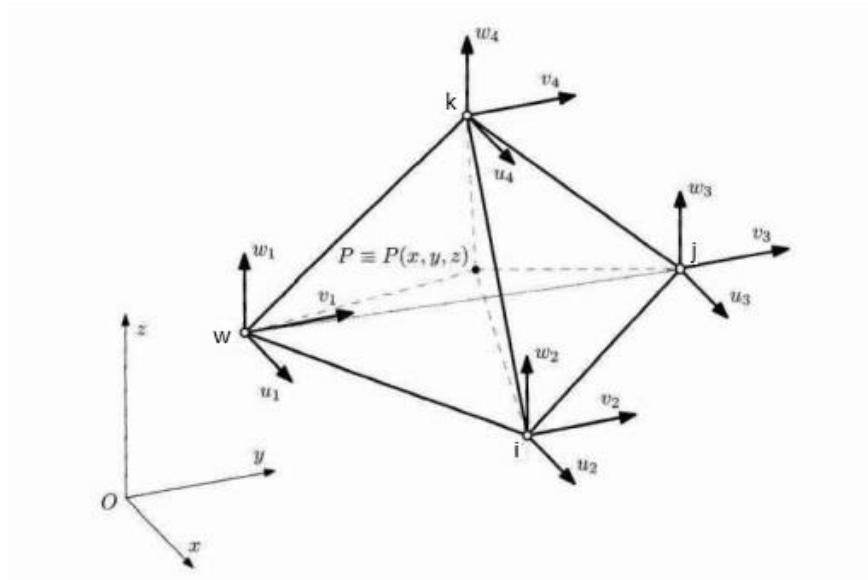


Figura 5.3: Representação esquemática do elemento finito tetraédrico de primeira ordem, com 4 nós e respetivos graus de liberdade (adaptado de [55]).

Os nós são denominados por i, j, k e w. Sendo as coordenadas e deslocamentos destes respetivamente, para o nó i $(x_i y_i z_i)$ e $(u_i v_i w_i)$ para o nó j $(x_j y_j z_j)$ e $(u_j v_j w_j)$ para o nó k $(x_k y_k z_k)$ e $(u_k v_k w_k)$ para o nó w $(x_w y_w z_w)$ e $(u_w v_w w_w)$. Colocando os deslocamentos dos nós em matriz obtemos:

$$[d_e] = \begin{bmatrix} u_i \\ v_i \\ w_i \\ \dots \\ u_j \\ v_j \\ w_j \\ \dots \\ u_k \\ v_k \\ w_k \\ \dots \\ u_l \\ v_l \\ w_l \end{bmatrix} \quad (5.1)$$

Estas componentes de deslocamento são os graus de liberdade. Estes devem ser calculados, de forma a determinar a posição e a forma do elemento, após a sua deformação.

Em seguida vamos considerar que as funções de forma seguem o seguinte polinómio $p(x, y, z) = a + bx + cy + dz$, onde $p(x)$ corresponde ao deslocamento ($u(x, y, z)$) e x à coordenada no ponto, como se pode verificar na equação 5.2.

$$p(x, y, z) = a + bx + cy + dz \Leftrightarrow u(x, y, z) = a + bx + cy + dz \quad (5.2)$$

Se $x = x_i, y = y_i$ e $z = z_i$, temos:

$$u(x_i, y_i, z_i) = a + bx_i + cy_i + dz_i \quad (5.3)$$

Da mesma forma que se $x = x_j, y = y_j$ e $z = z_j$, temos:

$$u(x_j, y_j, z_j) = a + bx_j + cy_j + dz_j \quad (5.4)$$

E que se $x = x_k, y = y_k$ e $z = z_k$ temos:

$$u(x_k, y_k, z_k) = a + bx_k + cy_k + dz_k \quad (5.5)$$

E, ainda se $x = x_w, y = y_w$ e $z = z_w$, temos que:

$$u(x_w, y_w, z_w) = a + bx_w + cy_w + dz_w \quad (5.6)$$

As equações (5.3), (5.4), (5.5) e (5.6), podem ser demonstradas da seguinte forma matricial:

$$\begin{pmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \\ u_w \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_i & y_i & z_i \\ 1 & x_j & y_j & z_j \\ 1 & x_k & y_k & z_k \\ 1 & x_w & y_w & z_w \end{bmatrix} \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{pmatrix} \Leftrightarrow \begin{pmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{pmatrix} = \begin{bmatrix} 1 & x_i & y_i & z_i \\ 1 & x_j & y_j & z_j \\ 1 & x_k & y_k & z_k \\ 1 & x_w & y_w & z_w \end{bmatrix}^{-1} \begin{pmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \\ u_w \end{pmatrix} \quad (5.7)$$

$$\text{Sabendo que } \begin{pmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \\ u_w \end{pmatrix} = \{u\} \text{ e } \begin{bmatrix} 1 & x_i & y_i & z_i \\ 1 & x_j & y_j & z_j \\ 1 & x_k & y_k & z_k \\ 1 & x_w & y_w & z_w \end{bmatrix} = [C]$$

De forma a simplificar esta metodologia vamos considerar o seguinte:

$$[C]^{-1} = \begin{bmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & C_{1,3} & C_{1,4} \\ C_{2,1} & C_{2,2} & C_{2,3} & C_{2,4} \\ C_{3,1} & C_{3,2} & C_{3,3} & C_{3,4} \\ C_{4,1} & C_{4,2} & C_{4,3} & C_{4,4} \end{bmatrix}.$$

Para um qualquer ponto de coordenadas (x, y), temos:

$$u = a + bx + cy + dz = [1 \quad x \quad y \quad z] \begin{Bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{Bmatrix} \quad (5.8)$$

Utilizando as duas equações anteriores, obtemos:

$$\begin{aligned} u = [1 \quad x \quad y \quad z] \begin{Bmatrix} a \\ b \\ c \\ d \end{Bmatrix} &= [1 \quad x \quad y \quad z] \begin{bmatrix} C_{1,1} & C_{1,2} & C_{1,3} & C_{1,4} \\ C_{2,1} & C_{2,2} & C_{2,3} & C_{2,4} \\ C_{3,1} & C_{3,2} & C_{3,3} & C_{3,4} \\ C_{4,1} & C_{4,2} & C_{4,3} & C_{4,4} \end{bmatrix} \begin{Bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \\ u_w \end{Bmatrix} = \\ &= [C_{1,1} + C_{2,1}x + C_{3,1}y + C_{4,1}z \quad C_{1,2} + C_{2,2}x + C_{3,2}y + C_{4,2}z \\ &\quad C_{1,3} + C_{2,3}x + C_{3,3}y + C_{4,3}z \quad C_{1,4} + C_{2,4}x + C_{3,4}y + C_{4,4}z] \begin{Bmatrix} u_i \\ u_j \\ u_k \\ u_w \end{Bmatrix} \\ &= (C_{1,1} + C_{2,1}x + C_{3,1}y + C_{4,1}z)u_i + (C_{1,2} + C_{2,2}x + C_{3,2}y + C_{4,2}z)u_j \\ &\quad + (C_{1,3} + C_{2,3}x + C_{3,3}y + C_{4,3}z)u_k + (C_{1,4} + C_{2,4}x + C_{3,4}y + C_{4,4}z)u_w \end{aligned} \quad (5.9)$$

Assim, as funções de forma dos quatro nós são: $N_i = C_{1,1} + C_{2,1}x + C_{3,1}y + C_{4,1}z$, $N_j = C_{1,2} + C_{2,2}x + C_{3,2}y + C_{4,2}z$, $N_k = C_{1,3} + C_{2,3}x + C_{3,3}y + C_{4,3}z$ e $N_w = C_{1,4} + C_{2,4}x + C_{3,4}y + C_{4,4}z$.

De seguida vão ser calculados os deslocamentos em xx, yy e zz para um determinado ponto genérico, utilizando a matriz referente às funções de forma.

$$[N] = \begin{bmatrix} N_i & 0 & 0 & : & N_j & 0 & 0 & : & N_k & 0 & 0 & : & N_w & 0 & 0 \\ 0 & N_i & 0 & : & 0 & N_j & 0 & : & 0 & N_k & 0 & : & 0 & N_w & 0 \\ 0 & 0 & N_i & : & 0 & 0 & N_j & : & 0 & 0 & N_k & : & 0 & 0 & N_w \end{bmatrix} \quad (5.10)$$

Os deslocamentos são assim obtidos pela multiplicação entre (5.1) e (5.10).

$$\begin{Bmatrix} u \\ v \\ w \end{Bmatrix} = [N] \{d_e\} \quad (5.11)$$

Voltando às funções de forma, N_i, N_j, N_k, N_w é necessário efetuar a derivação das mesmas segundo x, y e z , de forma a obter a matriz das deformações $[B]$.

$$[B] = \begin{bmatrix} \frac{dN_i}{dx} & 0 & 0 & \frac{dN_j}{dx} & 0 & 0 & \frac{dN_k}{dx} & 0 & 0 & \frac{dN_w}{dx} & 0 & 0 \\ 0 & \frac{dN_i}{dy} & 0 & 0 & \frac{dN_j}{dy} & 0 & 0 & \frac{dN_k}{dy} & 0 & 0 & \frac{dN_w}{dy} & 0 \\ 0 & 0 & \frac{dN_i}{dz} & 0 & 0 & \frac{dN_j}{dz} & 0 & 0 & \frac{dN_k}{dz} & 0 & 0 & \frac{dN_w}{dz} \\ \frac{dN_i}{dy} & \frac{dN_i}{dx} & 0 & \frac{dN_j}{dy} & \frac{dN_j}{dx} & 0 & \frac{dN_k}{dy} & \frac{dN_k}{dx} & 0 & \frac{dN_w}{dy} & \frac{dN_w}{dx} & 0 \\ \frac{dN_i}{dz} & 0 & \frac{dN_i}{dx} & \frac{dN_j}{dz} & 0 & \frac{dN_j}{dx} & \frac{dN_k}{dz} & 0 & \frac{dN_k}{dx} & \frac{dN_w}{dz} & 0 & \frac{dN_w}{dx} \\ 0 & \frac{dN_i}{dz} & \frac{dN_i}{dy} & 0 & \frac{dN_j}{dz} & \frac{dN_j}{dy} & 0 & \frac{dN_k}{dz} & \frac{dN_k}{dy} & 0 & \frac{dN_w}{dz} & \frac{dN_w}{dy} \end{bmatrix} \quad (5.12)$$

A obtenção da matriz $[B]$ é importante e necessária, pois através da sua multiplicação matricial com os deslocamentos (equação (5.1)), é possível calcular as deformações.

$$\{\varepsilon\} = \begin{Bmatrix} \varepsilon_{xx} \\ \varepsilon_{yy} \\ \varepsilon_{zz} \\ \gamma_{xy} \\ \gamma_{xz} \\ \gamma_{yz} \end{Bmatrix} = [B]\{d_e\} \quad (5.13)$$

Posteriormente é calculada a matriz $[D]$, necessária para o cálculo das tensões normais. Esta matriz utiliza o Módulo de elasticidade (E) e o coeficiente de Poisson (ν), como se pode verificar de seguida.

$$[D] = \frac{E(1-\nu)}{(1+\nu)(1-2\nu)} \begin{bmatrix} 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & \frac{\nu}{1-\nu} & 0 & 0 & 0 \\ \frac{\nu}{1-\nu} & \frac{\nu}{1-\nu} & 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & \frac{1-2\nu}{2(1-\nu)} \end{bmatrix} \quad (5.14)$$

Com a multiplicação matricial da matriz [D] pela matriz dos deslocamentos da equação (5.1) obtemos as tensões normais.

$$\{\sigma\} = \begin{Bmatrix} \sigma_{xx} \\ \sigma_{yy} \\ \sigma_{zz} \\ \tau_{xy} \\ \tau_{xz} \\ \tau_{yz} \end{Bmatrix} = [D]\{d_e\} \quad (5.15)$$

Por último, para o cálculo da matriz de rigidez utiliza-se as matrizes previamente calculadas, [B] e [D].

$$[k_e] = \int_{\Omega_e} [B]^T [D] [B] d\Omega_e \quad (5.16)$$

Por fim, o vector força é definido por,

$$F = [k_e]\{d_e\} \quad (5.17)$$

5.4 - Imagens Médicas

As imagens médicas têm vindo a revolucionar a medicina no que toca a deteção e tratamento de patologias. De todas as tecnologias disponíveis as mais utilizadas são a tomografia computadorizada e a ressonância magnética (RM).

A TC baseia-se na absorção diferenciada de Raios-X pelos tecidos do corpo. Para este efeito ocorrer, Raios-X com uma dada energia são emitidos por uma fonte, penetrando assim no paciente. Quando esta interação acontece, os raios são detetados por um filme ou câmara de ionização na zona oposta do corpo. As imagens resultantes apresentam diferentes graus de cinzento, de acordo com as diferentes atenuações dos raios-x nos tecidos, sendo o osso o que maior absorção realiza [56].

Esta técnica foi criada por Godfrey Hounsfield em 1972, em conjunto com Allan Cormack, que já tinha realizado trabalhos matemáticos da mesma [56]. Quantitativamente a escala de atenuação em cada *voxel* ("pixel" 3D) é medida através dos números de Hounsfield (HU), tendo a escala da classificação o nome do primeiro impulsor desta técnica. A escala de HU é uma transformação linear da medição do coeficiente de atenuação num caso em que a radiodensidade da água destilada à pressão e temperatura *standard* é definida como zero, enquanto que a radiodensidade do ar nas mesmas condições de pressão e temperatura é definida como -1000 HU [30][56].

A fonte de raios-x é composta por dois elétrodos, o cátodo e o ânodo. O cátodo é o local de onde provem o feixe de Raios-X, enquanto o ânodo é composto por uma placa metálica, onde os eletrões vão embater. A fonte de Raios-X é caracterizada pela diferença de potencial entre ânodo e cátodo, encontrando-se entre 15 e 150 Kv. Outro parâmetro que define a fonte é a intensidade da corrente (mA), que é descrita pelo número de electrões que por segundo se dirigem do

cátodo para o ânodo [56].

Neste exame, o paciente é colocado deitado num túnel, onde o detetor e o emissor estão colocados 180° em relação a cada um. Assim, é possível formar uma imagem 3D utilizando as diversas imagens bidimensionais de cada uma das fatias do corpo e utilizando um computador as imagens são reconstruídas.

Nos anos 90, esta técnica sofreu alguns melhoramentos, passando de um processo em que é apenas adquirida uma fatia de cada vez para a TC helicoidal. Neste desenvolvimento o paciente é deslocado ao longo do plano entre a fonte e o detetor, enquanto que a aquisição das imagens ocorre (ver Figura 5.4) [56].

Contudo, esta metodologia possui algumas desvantagens, sendo a principal a exposição dos seus utilizadores a radiações ionizantes. Isto porque estas radiações, aquando estão em contacto com os tecidos do corpo humano podem provocar lesões. Assim, existe um limite na dose total por ano a que os pacientes podem estar sujeitos [56].

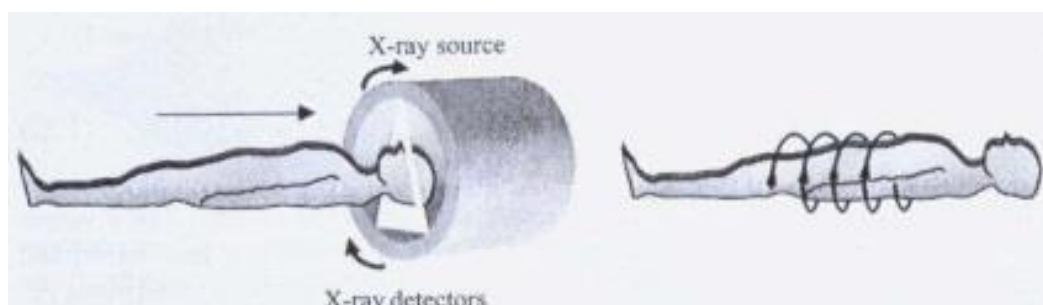


Figura 5.4 -Tomografia computadorizada helicoidal [56].

5.5 - Obtenção do Modelo geométrico

De forma a obter um modelo de elementos finitos necessário para este trabalho foram utilizadas imagens médicas, neste caso imagens TC. Estas imagens foram obtidas de um indivíduo do sexo masculino com 34 anos. De seguida estão descritas as etapas da criação do modelo fornecido.

Com a utilização destas imagens foram efetuadas uma série de etapas semiautomáticas. Em primeiro lugar as imagens TC foram importadas para o *Mimics*, onde a sua geometria básica (superfícies) foi delineada. De seguida, foram criados os discos intervertebrais e as fibras presentes nos mesmos, utilizando o *SolidWorks* e o *software Abaqus*, respetivamente. O passo seguinte consistiu na criação da malha, que foi importada novamente para o *Mimics* para a atribuição das propriedades do material. O resultado deste processo foi um modelo 3D em *Abaqus* da região lombar da coluna vertebral (de L1 ao sacro), com um espaçador interespinhoso aplicado em L4-L5, como é possível se verificar na Figura 5.5.

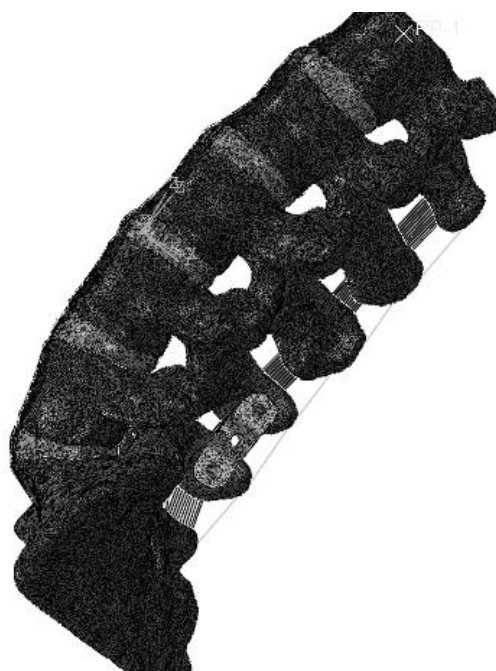


Figura 5.5 -Modelo geométrico 3D em abaqus.

5.6 - Tipos de elementos e características do Modelo geométrico

A malha dos elementos finitos utilizados apresenta diversos tipos de elementos distintos, de acordo com o tipo de elemento anatômico que pretendemos representar e qual o tipo de elemento finito que melhor o representa. Assim, esta malha é representada por 3 tipos distintos de elemento, sendo eles o elemento tetraédrico linear com 4 nós (C3D4), um elemento *truss* (T3D2) sem resistência a compressão, com 3 graus de liberdade e dois nós, e um elemento de membrana (M3D4R).

O elemento tetraédrico linear é o mais representado neste modelo, e é o elemento escolhido para representar todas as componentes ósseas do modelo e na matriz dos discos intervertebrais. Isto porque este é o tipo de elemento 3D que melhor representa as propriedades ósseas e dos discos e dentro dos tetraédricos é o que utiliza menores capacidades de processamento.

O elemento *truss* (T3D2) sem resistência a compressão é utilizado em apenas um ligamento, sendo ele o supraespinhoso, e nas fibras concêntricas presentes nos discos intervertebrais. Este tipo de elemento foi o escolhido para estes ligamentos devido a sua geometria simples, foi selecionado como sem resistência a compressão para melhor simular as propriedades mecânicas dos ligamentos.

O elemento de membrana (M3D4R) é utilizado também apenas em ligamentos, sendo estes, o ligamento amarelo, o longitudinal anterior e posterior e o interespinhoso. O elemento utilizado para estes ligamentos é diferente de o utilizado para o supraespinhoso pois estes apresentam maiores áreas de superfície e assim é mais simples utilizar este tipo de elemento para recriar estes ligamentos.

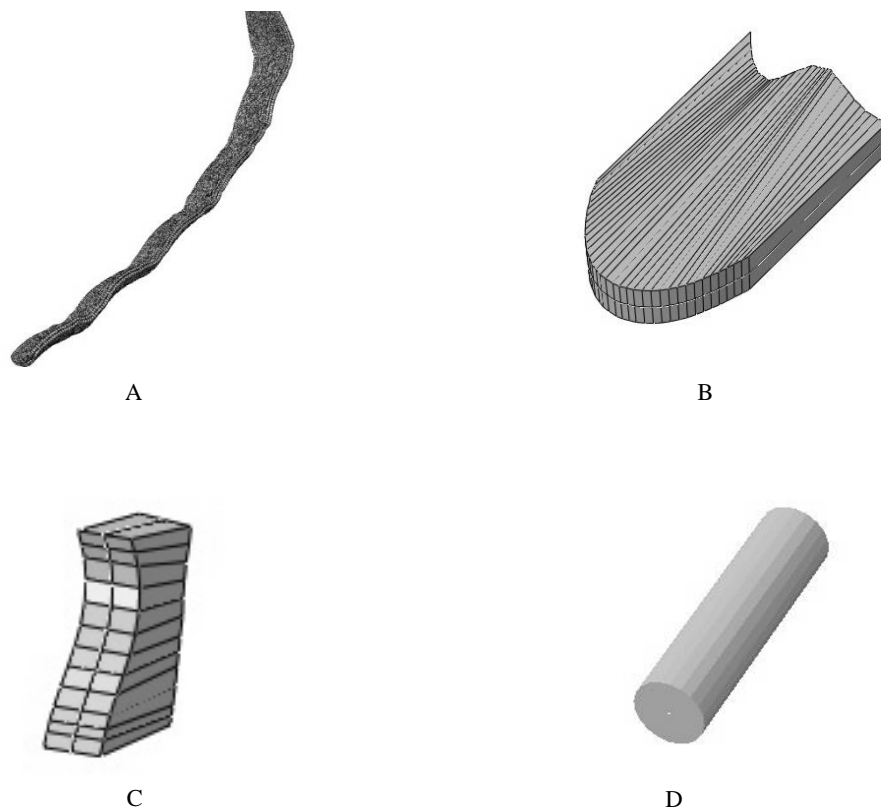


Figura 5.6 -Ligamentos que constituem o modelo geométrico. A - Ligamento longitudinal anterior. B – Ligamento Amarelo. C – Ligamento interespinhoso. D – Ligamento supraespinhoso.

Algumas características bastante relevantes para modelo geométrico passam pelo disco intervertebral. Constituído por um anel fibroso com 8 camadas de fibras concêntricas num ângulo de cerca de 45° , e que diminuem em módulo de elasticidade a medida que nos aproximamos do núcleo. Foi calculada a espessura média do disco intervertebral L4-L5, a qual foi de 7,40mm.

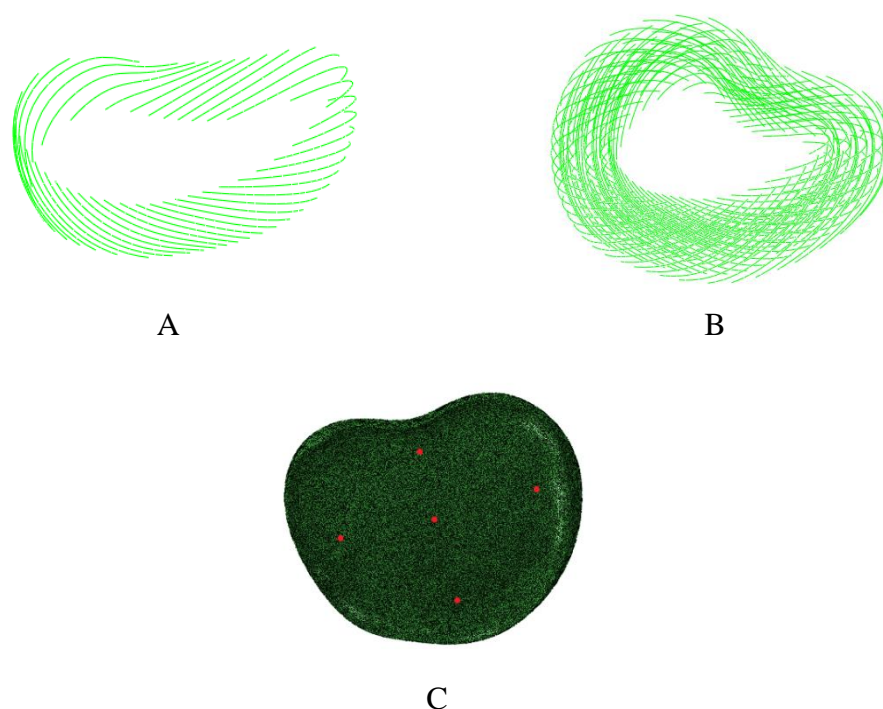


Figura 5.7 A- Uma única lamela de fibras concêntricas. B- Todas as lamelas de fibras concêntricas do disco. C- Todos os componentes do disco intervertebral e os 5 pontos utilizados para calcular a sua espessura média.

5.7 - Propriedades mecânicas dos materiais

O osso vertebral cortical ou trabecular é normalmente descrito da mesma forma, fazendo-se variar apenas as suas propriedades mecânicas, ou seja, ambos os tipos de osso vertebral são descritos como lineares elásticos isotrópicos. Na Tabela 5.2 é mostrado a gama de valores em que estes materiais normalmente se encontram. A mesma descrição é utilizada para os discos intervertebrais e ligamentos, como é possível ver na Tabela 5.3 e 5.4 respetivamente.

Tabela 5.2 -Gama de valores normais para osso vertebral cortical e trabecular.

	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referencias
Osso Cortical	5000-10000	0.3	Zander et al. 2006 [57], Kumaresan et al. 1999 [58],
Osso Trabecular	10-100	0.2	Ruberté et al. 2009 [59], Zhang et al. 2009 [60]

Tabela 5.3 -Gama de valores normais para os componentes de um disco intervertebral.

	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referencias
Núcleo pulposo	1	0.495	Chen et al., 2008 [61], Zhang et al. 2009 [62],
Anel fibroso	4.2	0.45	Kurutz and Oroszváry 2010 [63], Zhong et al. 2006 [64]
Fibras	360-550*	0.3	Denoziere and Ku, 2006 [65]

* Os valores para o Módulo de Young passam de 550 MPa das fibras mais exteriores para 360 das fibras mais interiores.

Tabela 5.4 -Valores normais para os ligamentos lombares.

	Módulo de Young (MPa)	Coefficiente de Poisson	Referencias
Ligamento supraespinhoso	4.15	0.3	Pintar et al, 1992 [66]
Ligamento amarelo	1.5	0.3	Moramarco et al, 2010 [67]
Ligamento interespinhoso	10	0.3	Chen et al. 2001[68]
Ligamento longitudinal anterior	7.8	0.3	Chen et al. 2001[68]
Ligamento longitudinal posterior	10	0.3	Chen et al. 2001[68]

5.8 - Cargas, Condições de Fronteira e Contatos

As cargas e condições de fronteira do modelo foram definidas de forma a simular a realidade do dia-a-dia e os estudos *in vitro* que vão ser utilizados para a validação. Foi aplicado um momento de 10Nm no corpo superior da primeira vértebra lombar no modelo (L1) uniformemente, de maneira a serem gerados seis movimentos distintos (flexão, extensão, flexões laterais e rotações axiais). Foram escolhidos momentos pois estes permitem uma carga uniforme ao longo de todos os segmentos da coluna vertebral, cada um dos seis momentos foi aplicado individualmente na vértebra [15].

As condições de fronteira são aplicadas na parte inferior do sacro, e limitam o movimento em todas as direcções (x,y e z), como é possível verificar na figura 5.8.

No que diz respeito aos contatos estes apenas existem na facetas, sendo um contacto *surface to surface* sem atrito.

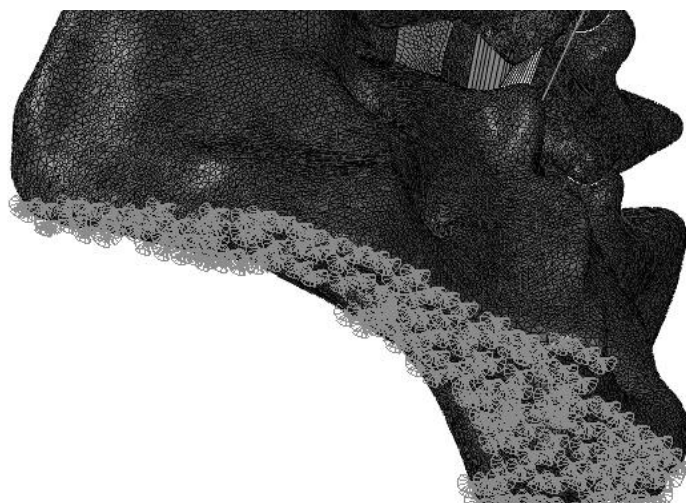


Figura 5.8 Condições de fronteira no sacro.

Capítulo 6

Resultados

6.1 - Validação

Para a etapa de validação foi efectuado um processo á semelhança de o utilizado em artigos como Byunet al [14], ou seja, foram efetuadas as medições dos ângulos entre os diferentes segmentos da coluna vertebral na sua zona elástica para cada um de quatro movimentos distintos. Para obter estes valores foram seleccionados pontos centrais na superfície inferior e superior de cada uma das vértebras, em cada vértebra com os dois pontos foi formado um vetor. Com estes vectores foi possível calcular os ângulos entro todos os segmentos vertebrais da coluna lombar. Estes valores foram de seguida comparados com um estudo realizado em cadáveres por Yamamoto et al [15], um estudo que á semelhança do modelo tridimensional tem aplicados momentos de 10N.m no corpo superior da vértebra L1 e está fixo no sacro o que pode ser simulado com as condições de fronteira aplicadas. Todos os cadáveres utilizados no estudo de comparação não possuem qualquer elemento muscular á semelhança do modelo tridimensional e todos os ligamentos foram mantidos intactos a exceção do ilio-lombar [15]. As figuras seguintes apresentam os valores em ângulos que a coluna vertebral normal efectuou para cada um dos movimentos. No caso da figura para a flexão lateral (figura 6.2) os valores apresentados representam a média dos valores para a flexão lateral para a direita e para a esquerda.



Figura 6.1 Representação dos pontos seleccionados em cada uma das vértebras assim como os vetores formados com os mesmos.

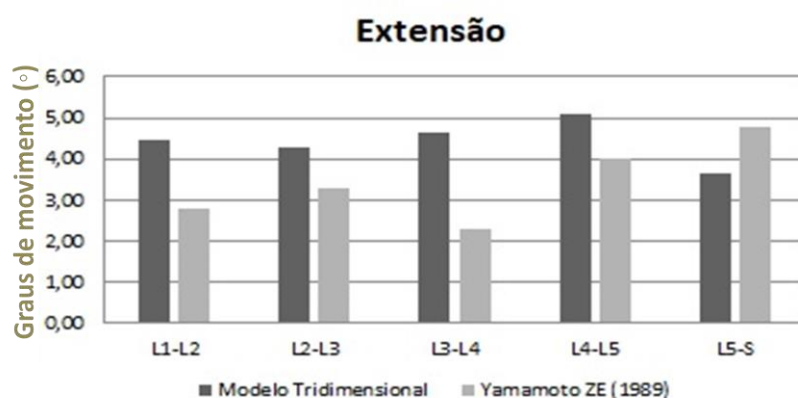


Figura 6.2 Variações angulares para o movimento de extensão no modelo de elementos finitos em comparação com o estudo *in vitro*.

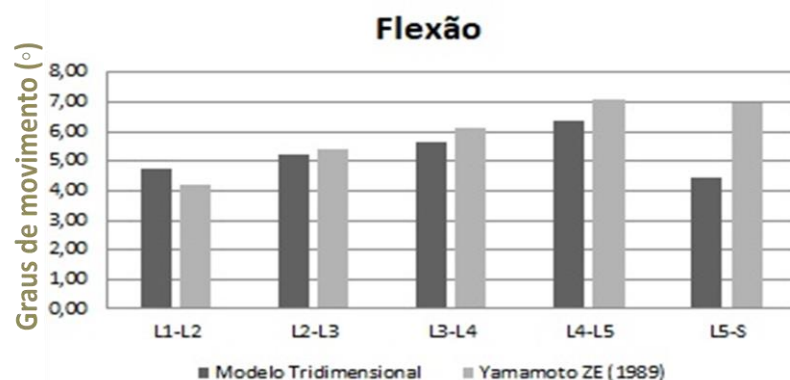
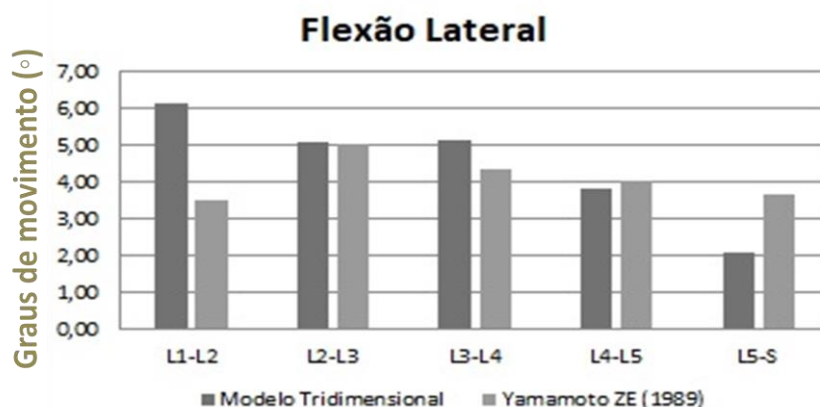


Figura 6.3 Variações angulares para o movimento de flexão no modelo de elementos finitos em comparação com o estudo *in vitro*.

Tabela 6.1 Percentagem média do erro nos movimentos de extensão e flexão.

	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
Percentagem do erro Extensão/Flexão	31,43342	9,477115	22,58376	3,503496	31,5389

**Figura 6.4** Variações angulares para o movimento de flexão lateral no modelo de elementos finitos em comparação com o estudo *in vitro*.**Tabela 6.2** Percentagem média do erro para a flexão lateral.

	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
Percentagem do erro Flexão lateral	76,5074	0,80139	22,58376	3,503496	31,5389

Os resultados obtidos por este estudo mostraram-se semelhantes aos do estudo realizado por Yamamoto et al [15] em 4 dos 6 movimentos, ou seja, apenas vão ser considerados como validados os movimentos para flexão/extensão e flexão lateral. Uma vez que neste trabalho está a ser considerada a plenitude da coluna vertebral ao contrário da maioria dos estudos, a validação torna-se significativamente mais difícil e complexa [9][13].

Para examinar as discrepâncias foi utilizada a seguinte fórmula para o cálculo do erro de acordo com Lin et al [9].

$$ERRO = \sqrt{(EZ_p - EZ_M)^2_{Flexão+Extensão} + (EZ_p - EZ_M)^2_{Flexão Lateral}} \quad (6.1)$$

Tabela 6.3 Erro nos movimentos de flexão, extensão e flexão lateral.

	L1-L2	L2-L3	L3-L4	L4-L5	L5-S1
Erro	3,465816	0,825502	2,067405	0,447092	4,051353

6.2 - Modelo de elementos finitos

Neste subcapítulo vai ser simulada a resposta da aplicação de um espaçador interespinhoso numa coluna vertebral com os seus discos degenerados devido a fatores de longa duração, e vai ser comparada com uma coluna patológica sem espaçador. Para isso procedeu-se as devidas alterações nos discos intervertebrais para simular esta patologia, nomeadamente na alteração das propriedades mecânicas. Esses valores foram retirados de kurutz et al [1] de acordo com os presentes na tabela 6.3.

Tabela 6.4 Graus de degeneração de longa duração segundo kurutz et al [1].

Graus de degeneração relacionada com a idade (Mod. Young /Coef. Poisson)	Grau 1 (Saudável)	Grau 2	Grau 3	Grau 4	Grau 5 (Totalmente Degenerado)
Núcleo	1/0.499	3/0.45	9/0.4	27/0.35	81/0.3
Anel fibroso	4/0.45	4.5/0.45	5/0.45	5.5/0.45	6/0.45

Foram seleccionados para o estudo os valores intermédios de degeneração, ou seja, foi seleccionada a degeneração de grau 3.

6.2.1 Espaçador vs. Sem espaçador em extensão

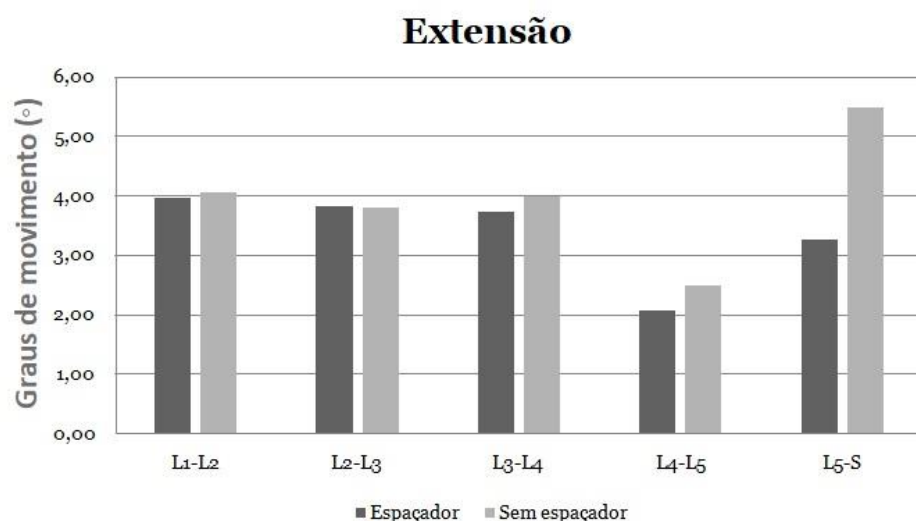


Figura 6.5 Comparação dos ângulos realizados pelos diferentes segmentos da coluna lombar patológica com espaçador e sem espaçador durante a extensão.

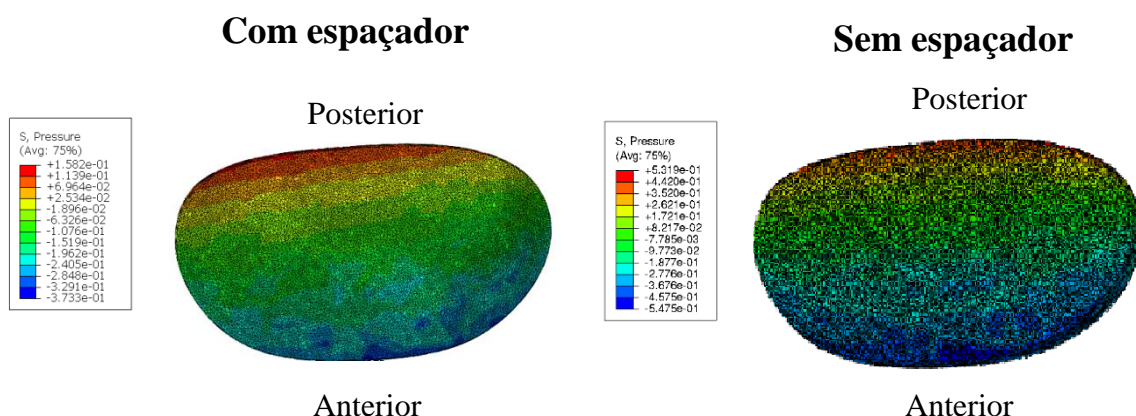


Figura 6.6 - Comparação das pressões hidrostáticas no disco L4/L5 com e sem espaçador interespinhoso em extensão.

Através da análise do gráfico anterior foi possível verificar que os valores do movimento em ângulos entre cada um dos segmentos da coluna vertebral foram superiores sem a aplicação do espaçador interespinhoso. E esta diferença foi superior nos segmentos mais inferiores e mais próximos do espaçador.

Na figura seguinte vão ser comparadas as pressões hidrostáticas nos discos adjacentes ao espaçador interespinhoso.

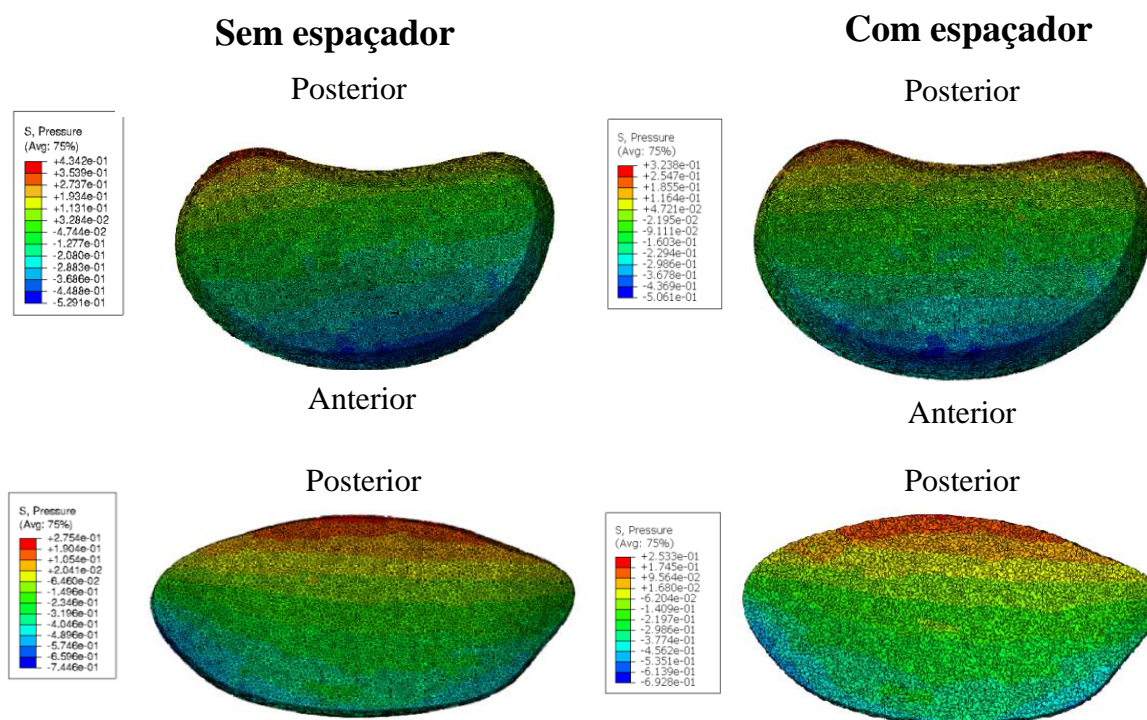


Figura 6.7 - Comparação das pressões hidrostáticas nos discos intervertebrais adjacentes ao local de aplicação ou não do espaçador interespinhos, sendo que na primeira linha se encontram os discos de L3/L4 e na linha seguinte os discos do segmento L5/S1.

Com todas as figuras das pressões hidrostáticas foi possível verificar que as pressões foram superiores na parte posterior do disco intervertebral.

Os resultados mostraram também que as pressões hidrostáticas diminuem com a aplicação de um espaçador, quer no segmento onde é aplicado quer nos segmentos adjacentes.

6.2.2 Espaçador vs. Sem espaçador em flexão

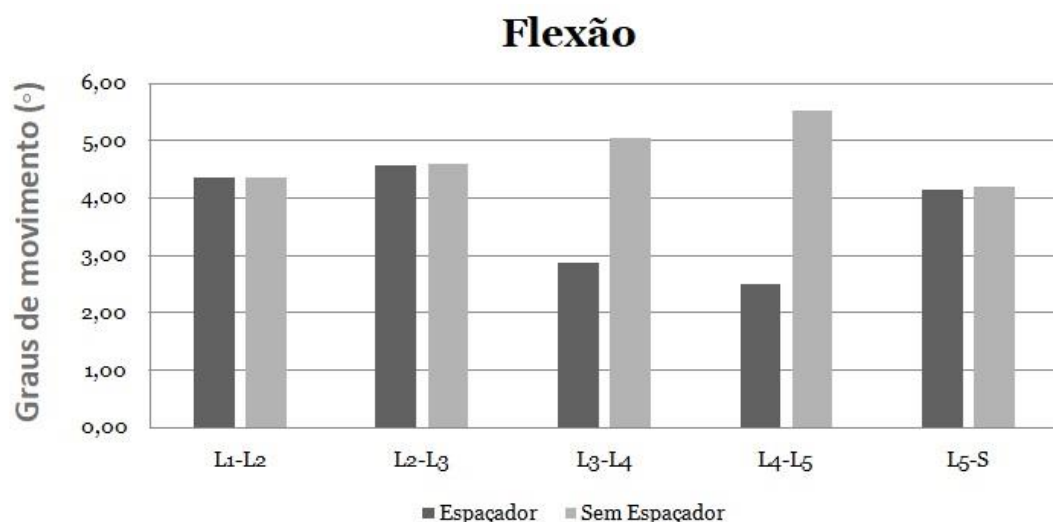


Figura 6.8 Comparação dos ângulos realizados pelos diferentes segmentos da coluna lombar patológica com espaçador e sem espaçador durante a flexão.

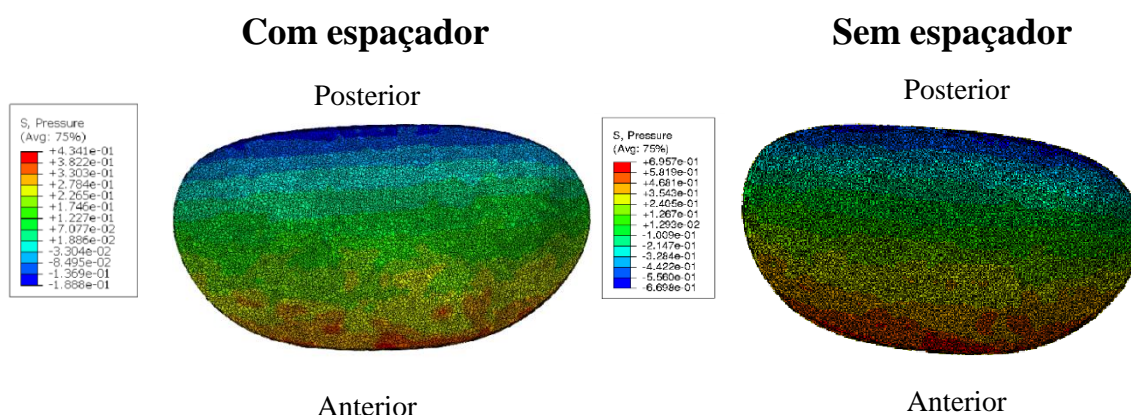


Figura 6.9 Comparação das pressões hidrostáticas no disco L4/L5 com e sem espaçador interespinal.

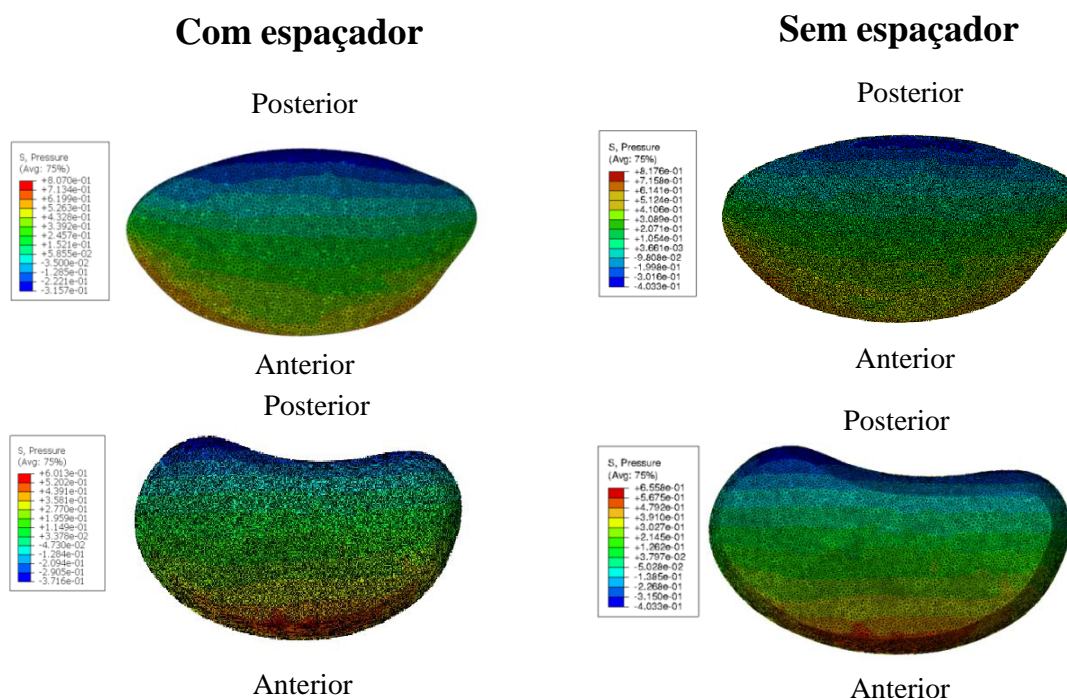


Figura 6.10 Comparação das pressões hidrostáticas nos discos intervertebrais adjacentes ao local de aplicação ou não do espaçador interespinal, sendo que na primeira linha se encontra o disco do segmento L5/S1 e na segunda linha o disco do segmento L3/L4.

Á semelhança dos resultados obtidos para a extensão o movimento entre cada um dos segmentos diminuiu com a aplicação de um espaçador, sendo que esta diminuição foi mais acentuada.

Os resultados no que diz respeito a variação das pressões hidrostáticas foram também semelhante para este movimento, sendo que as pressões passaram a ser agora superiores na zona anterior e diminuíram com a aplicação de um espaçador.

6.2.3 Espaçador vs. Sem espaçador em flexão lateral

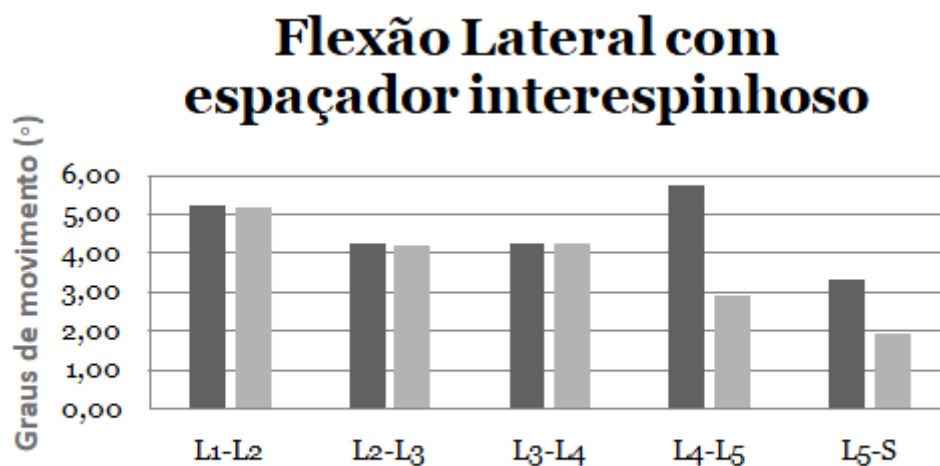


Figura 6.11 Comparação dos valores angulares nos diferentes segmentos da coluna vertebral em flexão lateral com espaçador interespinal.

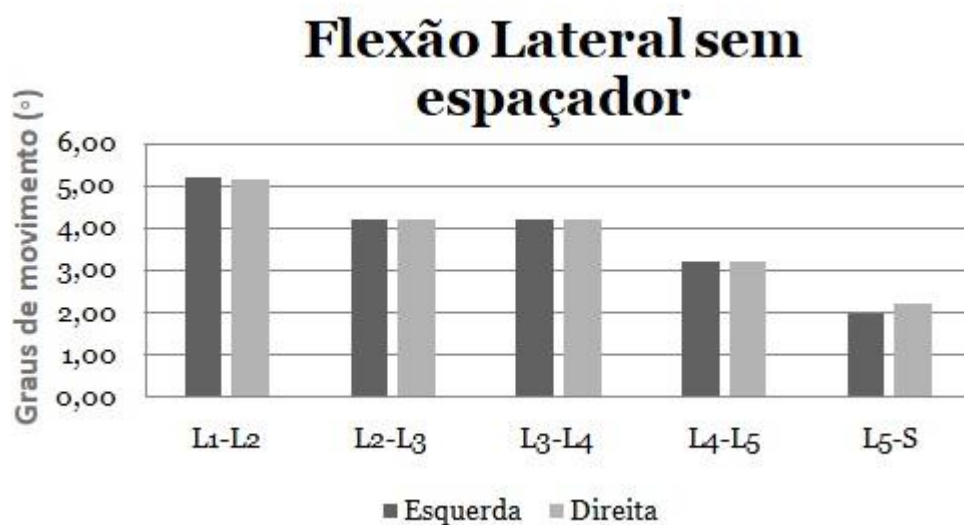


Figura 6.12 Comparação dos valores angulares nos diferentes segmentos da coluna vertebral em flexão lateral sem espaçador interespinal.

Flexão Lateral Direita

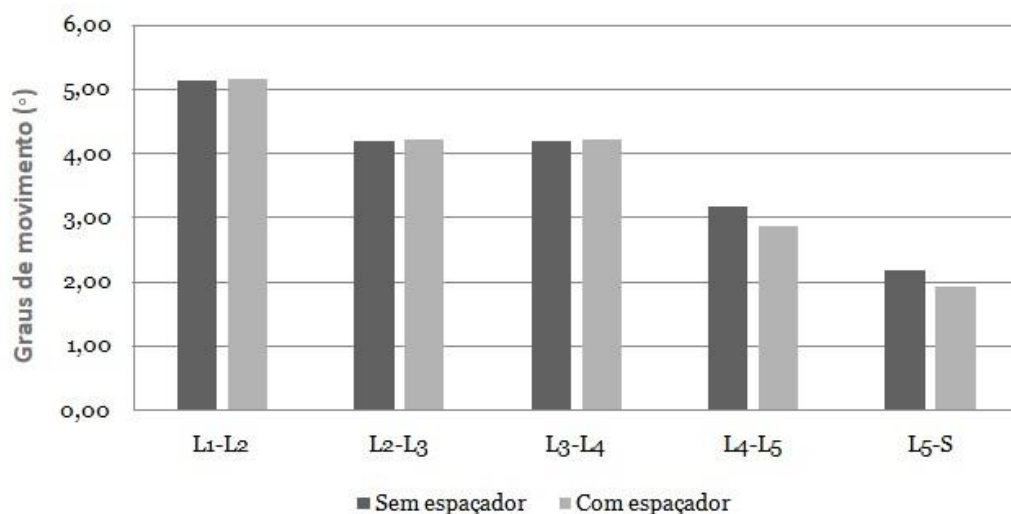


Figura 6.13 Comparação dos valores angulares nos diferentes segmentos da coluna vertebral em flexão lateral direita com e sem espaçador interespinhoso.

Com a análise dos gráficos anteriores foi possível aferir que os resultados angulares foram semelhantes entre eles para a flexão lateral sem espaçadores mas distintos com a aplicação de um espaçador.

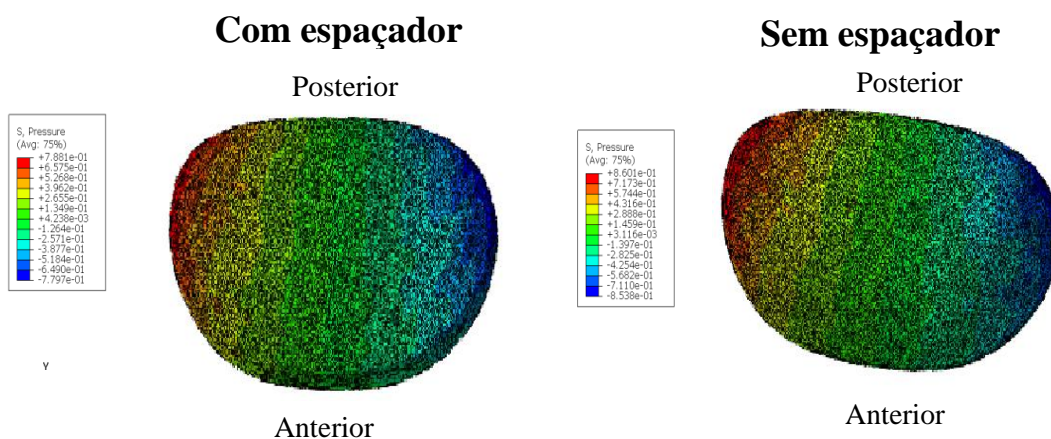


Figura 6.14 Comparação das pressões hidrostáticas no disco L4/L5 com e sem espaçador interespinhoso.

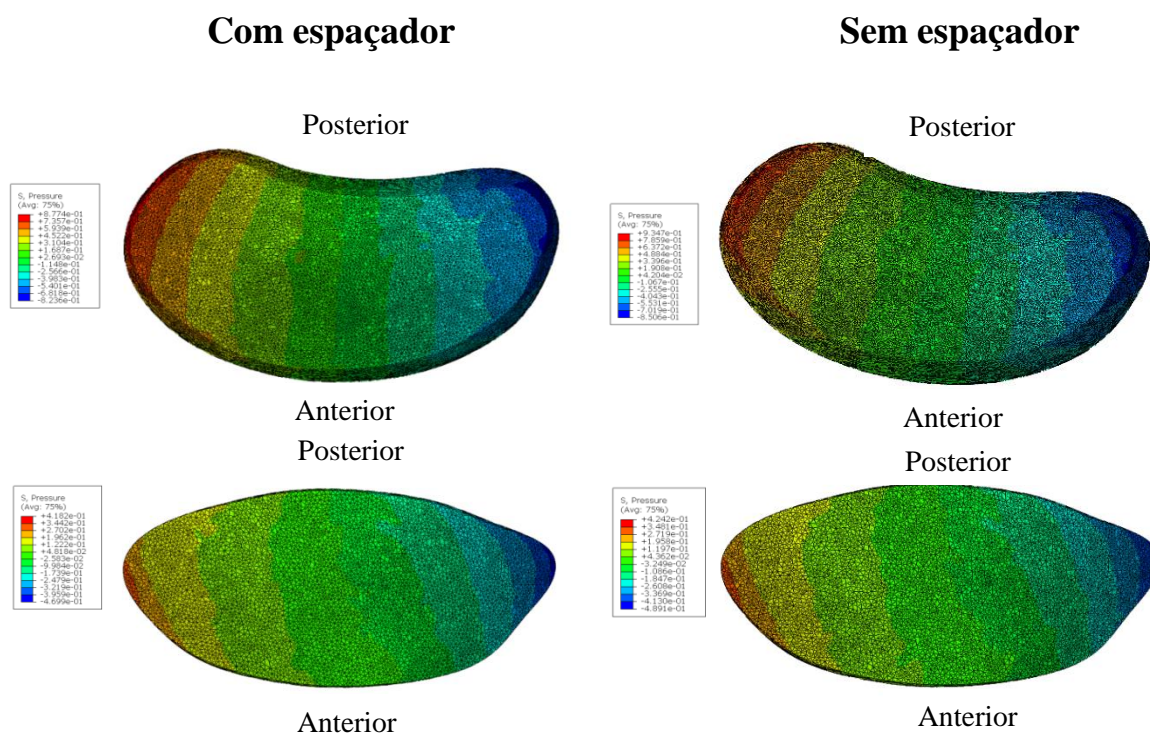


Figura 6.15 Comparação das pressões hidrostáticas para a flexão lateral direita nos discos intervertebrais adjacentes ao local de aplicação ou não do espaçador interespinhos, sendo que na primeira linha se encontra o disco do segmento L3/L4 e na segunda linha o disco do segmento L5/S1.

Os resultados obtidos para as pressões hidrostáticas para este movimento foram semelhantes aos restantes movimentos, ou seja, as pressões diminuíram com a aplicação de um espaçador interespinhoso.

Capítulo 7

Discussão

Neste capítulo vai ser apresentada uma análise dos resultados obtidos na fase de testes do modelo de elementos finitos e algumas considerações importantes relacionadas com o modelo.

É importante referir as limitações deste trabalho no que diz respeito ao modelo geométrico, sendo que, um desenvolvimento e aperfeiçoamento deste modelo resultará numa aproximação dos resultados reais.

Uma das limitações que é necessário ter em consideração é a variabilidade anatómica dentro das estruturas do modelo tridimensional de pessoa para pessoa.

É importante referir também que neste trabalho não foram consideradas as ações dos músculos, os quais podem de alguma maneira afetar os movimentos da coluna vertebral. Um outro fator que é preciso ter em consideração é o comportamento biomecânico dos ligamentos, isto porque os ligamentos apresentam resistência a compressão. O que possivelmente pode afetar os resultados, principalmente no que diz respeito ao comportamento dos ligamentos longitudinais anterior e posterior os quais tem maior efeito nas respostas biomecânicas.

Foram escolhidas patologias no disco intervertebral, pois o modelo geométrico é bastante sensível às suas alterações, no que diz respeito às suas propriedades mecânicas [65]. Desta forma com as alterações ao nível dos discos intervertebrais foram avaliados diferentes parâmetros. Entre eles a mobilidade da coluna vertebral patológica com e sem espaçador, e as pressões hidrostáticas no disco do segmento L4-L5 e dos disco adjacentes também com a variação da aplicação ou não do espaçador.

Em relação aos resultados podemos tirar diversas conclusões. Em primeiro lugar e em relação ao movimento de extensão, no que diz respeito ao movimento efetuado em graus por cada um dos segmentos da coluna vertebral é possível verificar que temos uma redução em praticamente em todos os segmentos com exceção do segmento L2-L3. Temos também uma redução significativa nos valores máximos de pressão hidrostática presentes quer no disco L4-L5 quer nos discos adjacentes dos segmentos L3-L4 e L5-S1. Passando de 0.53 MPa no disco do segmento L4-L5 para 0.158 MPa com a aplicação de um espaçador interespinhoso. E nos segmentos adjacentes tendo uma redução de 0.434 MPa para 0.3238 MPa no segmento L3-L4 e uma redução de 0.275 MPa para 0.253 MPa no segmento L5-S1.

Para o movimento de flexão as reduções foram menores num plano geral de todos os segmentos da coluna vertebral, verificando-se apenas reduções no movimento nos segmentos L3-L4 e no segmento de aplicação do espaçador interespinhoso. As pressões hidrostáticas sofreram

naturalmente também uma redução, sendo mais substanciais no disco de aplicação do espaçador, passando de 0.697 MPa para 0.434 MPa após a implantação. Mas tendo também uma pequena diminuição nos disco adjacentes passando de 0.655 MPa para 0.601 MPa no segmento L3-L4 e de 0.817 MPa para 0.807 MPa no segmento L5-S1.

No que diz respeito à flexão lateral como o esperado as variações foram bastante diminutas, existindo uma ligeira diminuição com a aplicação do espaçador nos segmentos L4-L5 e L5-S1. No que diz respeito às pressões hidrostáticas passaram de 0.861 MPa para 0.7881 MPa no segmento L4-L5, de 0.934 MPa para 0.877 MPa no segmento L3-L4 e de 0.424 para 0.418 MPa no segmento L5-S1. Neste movimento os resultados não foram os esperados para a flexão lateral direita com espaçador, visto que estes resultados foram muito díspares para a flexão lateral esquerda. Resultados que para a flexão lateral com e sem espaçador são normalmente iguais, por essa razão é efetuada em geral a média desses resultados e apresentado apenas esse valor. Não foi possível encontrar uma justificação para os resultados incorretos obtidos dessa simulação.

De um modo geral os resultados foram os esperados e estão em concordância com outros estudos sobre espaçadores interespinhosos como o realizado por Byun et al [14], em que os valores dos movimentos diminuíram para extensão, flexão e tiveram uma pequena alteração para a flexão lateral. E em que os valores para as tensões no disco diminuíram também em valores superiores para a extensão e flexão sucessivamente. Diminuindo nas zonas posterior e anterior as pressões nos disco, de acordo com o movimento de extensão e flexão respetivamente. Com esta diminuição das pressões no disco é esperado ser possível demonstrar que um dos principais factores para a necessidade de aplicação de um espaçador interespinhoso é possivelmente suprimido. Isto porque as dores crónicas estão diretamente relacionadas com excesso de pressões no disco, assim com a diminuição destas pressões é esperado que as dores crónicas diminuam [14] [21] [35]. Com este estudo foi possível apurar também que o espaçador surte um efeito positivo nos segmentos adjacentes, que apesar de bastante menor, é existente. Os resultados obtidos reafirmaram também a sensibilidade do modelo as propriedades mecânicas do disco intervertebral indo de encontro ao indicado por Kumaresan et al [70].

A justificação destes resultados passa pelo facto de o espaçador interespinhoso fixar as apófises espinhosas, não permitindo a aproximação ou afastamento da vértebra L4 em relação á L5. Com isto é diminuído o movimento deste segmento e o esmagamento do disco.

Capítulo 8

Conclusão e trabalhos futuros

Com este estudo foi possível com recurso a um modelo de elementos finitos prever alguns resultados relevantes no que diz respeito a avaliação do espaçador em estudo, o CD HORIZON® SPIRE™ Spinal System da Medtronic. Provou-se que este espaçador diminui os ângulos de movimento da coluna vertebral lombar e por sua vez diminui as pressões discais. Apesar disto, este estudo pode ser sujeito a diversas alterações que poderiam aproximar os resultados da realidade.

No que diz respeito aos trabalhos futuros existem vários pontos relevantes. Em primeiro lugar no que toca a validação, esta etapa poderia ser melhorada com uma aproximação dos valores obtidos com o modelo aos valores do estudo *in vitro* realizado por Yamamoto et al [15]. Em primeiro lugar seria importante validar os movimentos de rotação axial, que apesar de serem bastante baixos na coluna vertebral lombar não deixam de ter alguma relevância. Outra melhoria poderia passar por alterar as propriedades dos ligamentos, nomeadamente no que diz respeito à sua resistência à compressão, como já foi referida na secção anterior. Devido a carga computacional exponencialmente acrescida com estas alterações seria prudente realizar esta alteração apenas para os ligamentos longitudinais, e sendo a alteração sucessiva para os movimentos de flexão e extensão.

Uma alteração que poderia aproximar os resultados dos valores reais seria acrescentar ou simular a presença de estruturas musculares no modelo de elementos finitos. Isto pode ser alcançado de duas formas distintas, com uma modelação destas estruturas e a sua introdução no modelo ou então simular as respostas biomecânicas que estas reproduzem sobre a coluna vertebral. Esta simulação é efetuada através do conceito da *follower load*, uma carga compressiva que passa pelo centro de rotação de cada vértebra e que aumenta significativamente a capacidade de carga da coluna. Atualmente esta carga é considerada como sendo a soma do peso do corpo superior e a força resultante dos músculos do tronco. Esta carga pode ser simulada no modelo de elementos finitos aplicando uma carga do peso corporal no corpo da primeira vertebral e cargas sucessivas ao longo das vértebras lombares [71].

Pode no futuro ser efetuado um novo estudo com uma degeneração discal distinta, uma hipótese pode passar por um estudo de um disco com maior grau de degeneração ou então uma degeneração súbita. Com o estudo de diferentes patologias é possível obter resultados sobre a estabilidade da coluna vertebral e sobre as forças que nela incidem e assim abrir a porta a possí-

veis novos tratamentos. Mas mais uma vez é necessário ter atenção ao iniciar este estudo às capacidades de processamento necessárias.

Com estes aperfeiçoamentos do estudo será possível obter resultados mais próximos da realidade e assim uma melhor visão do comportamento biomecânico da coluna vertebral.

Referências

- [1] M. Kurutz and L. Oroszváry, “Finite Element Modeling and Simulation of Healthy and Degenerated Human Lumbar Spine, Finite Element Analysis - From Biomedical Applications to Industrial Developments.,” *Wiley Intersci.*, no. March, 2012.
- [2] T. Teixeira, "Estudo Biomecânico da coluna cervical com patologia" FEUP, Maio 2014.
- [3] P. Park, H. J. Garton, V. C. Gala, J. T. Hoff, and J. E. McGillicuddy, “Adjacent Segment Disease after Lumbar or Lumbosacral Fusion : Review of the Literature,” vol. 29, no. 17, pp. 1938–1944, 2004.
- [4] S. D. Christie, J. K. Song, and R. G. Fessler, “Dynamic Interspinous Process Technology,” vol. 30, no. 16, pp. 73–78, 2005.
- [5] C.-S. Kuo, H.-T. Hu, R.-M. Lin, K.-Y. Huang, P.-C. Lin, Z.-C. Zhong, and M.-L. Hsieh, “Biomechanical analysis of the lumbar spine on facet joint force and intradiscal pressure a Finite element study,” *BMC musculo skeletal disorders*, vol. 11, no. 1, pp. 151, 2010.
- [6] P. Taylor, U. M. Ayturk, and C. M. Puttlitz, “Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering Parametric convergence sensitivity and validation of a finite element model of the human lumbar spine,” no. August 2014, pp. 37–41, 2011.
- [7] J. J. Crisco and I. Yamamoto, “spinal disorders, trauma. Clinical,” vol. 76, no. 3, 1994.
- [8] A. Kiapour, D. Ambati, R. W. Hoy, and V. K. Goel, “Effect of Graded Facetctomy on Biomechanics of Dynesys Dynamic Stabilization System,” vol. 37, no. 10, pp. 581–589, 2012.
- [9] H. Lin, Y. Pan, C. Liu, L. Huang, and C. Huang, “Biomechanical comparison of the K-ROD and Dynesys dynamic spinal fixator systems – A finite element analysis,” vol. 23, pp. 495–505, 2013.
- [10] A. Kettler and F. R. C. Ring, “Do early stages of lumbar intervertebral disc degeneration really cause instability ? Evaluation of an in vitro database,” pp. 578–584, 2011.
- [11] S. L. Shih *et al.*, “Effect of spacer diameter of the dynesys dynamic stabilization system on the biomechanics of the lumbar spine: A finite element analysis,” *J. Spinal Disord. Tech.*, vol. 25, no. 5, pp. 140–149, 2012.
- [12] S. Vadapalli *et al.*, “Biomechanical rationale for using polyetheretherketone (PEEK) spacers for lumbar interbody fusion - A finite element study,” *Spine (Phila. Pa. 1976).*, vol. 31, no. 26, pp. 992–998, 2006.
- [13] K. K. Lee *et al.*, “Finite-Element Analysis for Lumbar Interbody Fusion under Axial Loading,” *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, vol. 51, no. 3, pp. 393–400, 2004.
- [14] D. H. Byun, D. A. Shin, J. M. Kim, S. H. Kim, and H. I. Kim, “Finite element analysis of the biomechanical effect of coflex on the lumbar spine,” *Korean J Spine*, vol. 9, no. 3,

- pp. 131–136, 2012.
- [15] I. Yamamoto, M. M. Panjabi, T. Crisco, and T. Oxland, “Three-Dimensional Movements of the Whole Lumbar Spine and Lumbo sacral Joint,” *SPINE*, vol. 14, no. 14, pp. 1256–1260, 1989.
- [16] D. U. Erbulut, I. Zafarparandeh, C. R. Hassan, I. Lazoglu, and A. F. Ozer, “Determination of the biomechanical effect of an interspinous process device on implanted and adjacent lumbar spinal segments using a hybrid testing protocol: a finite-element study,” *J. Neurosurg. Spine*, vol. 23, no. 2, pp. 200–208, 2015.
- [17] E. Guidi, “Anatomy and examination of the elbow,” *J. Back Musculoskelet. Rehabil.*, vol. 4, no. 1, pp. 7–16, 1994.
- [18] R. L. Drake, A. W. Vogl, A. W. M. Mitchell, “Grays Anatomy for Students 2nd Edition,” 2nd ed.
- [19] T. Teixeira, L. C. Sousa, M. Parente, R. Natal, J. M. Gonçalves, and R. Freitas, “Estudo biomecânico da coluna cervical com patologia,” *Rev. Int. Metod. Numer. para Calc. y Disen. en Ing.*, vol. 33, no. 1–2, pp. 72–78, 2017.
- [20] V. J. Miele, M. M. Panjabi, and E. C. Benzel, *Anatomy and biomechanics of the spinal column and cord*, 1st ed., vol. 109. Elsevier B.V., 2012.
- [21] M. Kurutz, “Finite Element Modelling of Human Lumbar Spine,” *Finite Elem. Anal.*, no. 1987, pp. 210–236, 2010.
- [22] R. Izzo, G. Guarnieri, G. Guglielmi, and M. Muto, “Biomechanics of the spine. Part I: Spinal stability,” *Eur. J. Radiol.*, vol. 82, no. 1, pp. 118–126, 2013.
- [23] N. A. Ebraheim, A. Hassan, M. Lee, and R. Xu, “Functional anatomy of the lumbar spine,” *Semin. Pain Med.*, vol. 2, no. 3, pp. 131–137, 2004.
- [24] E. González Martínez, J. García-Cosamalón, I. Cosamalón-Gan, M. Esteban Blanco, O. García-Suarez, and J. A. Vega, “Biology and mechanobiology of the intervertebral disc,” *Neurocir. (English Ed.)*, vol. 28, no. 3, pp. 135–140, 2017.
- [25] M. A. Adams and P. Dolan, “Spine biomechanics,” *J. Biomech.*, vol. 38, no. 10, pp. 1972–1983, 2005.
- [26] T. R. Oxland, “Fundamental biomechanics of the spine-What we have learned in the past 25 years and future directions,” *J. Biomech.*, vol. 49, no. 6, pp. 817–832, 2016.
- [27] A. A. White, M. M. Panjabi, “Clinical Biomechanics of the Spine,” 2nd ed.
- [28] A. A. Amis, “The biomechanics of ligaments,” *Ligament Inj. Their Treat.*, pp. 3–28, 1985.
- [29] J. F. Behrsin and C. A. Briggs, “Radiologic Anatomy Ligaments of the lumbar spine : a review,” pp. 211–219, 1988.
- [30] S. P. Faria, “Biomechanical Analysis of the Human Lumbar Spine An Experimental and Computational Approach Thesis to obtain the Master of Science Degree in Biomedical Engineering,” no. May 2015, 2015.
- [31] J. P. G. Urban and S. Roberts, “Degeneration of the intervertebral disc,” *Arthritis Res. Ther.*, vol. 5, no. 3, pp. 120–130, 2003.
- [32] J. J. Trout, J. A. Buckwalter, and C. Kenneth, “Ultrastructure of the Human Intervertebral Disc : II . Cells of the Nucleus Pulposus,” vol. 314, pp. 307–314, 1982.
- [33] P. Brinckmann, M. Kramer, E. Hartwig, U. Münster, M. K. E. Hartwig, and C. Universitätsklinik, “Height of lumbar discs measured from radiographs compared with degeneration and height classified from MR images,” pp. 263–269, 2001.
- [34] M. A. Adams, P. Dolan, W. C. Hutton, and R. W. Porter, “AND CHANGES THEIR IN

- SPINAL MECHANICS CLINICAL experiments,” pp. 266–270.
- [35] C. M. Bono and A. R. Vaccaro, “Interspinous process devices in the lumbar spine,” *J. Spinal Disord. Tech.*, vol. 20, no. 3, pp. 255–261, 2007.
 - [36] M. Szpalski, R. Gunzburg, C. Mélot, and M. Aebi, *The aging of the population: A growing concern for spine care in the twenty-first century*, vol. 12, no. SUPPL. 2. 2003.
 - [37] S. Genevay and S. J. Atlas, “Lumbar Spinal Stenosis,” *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.*, vol. 24, no. 2, pp. 253–265, 2010.
 - [38] S. Zylbersztejn *et al.*, “Degenerative stenosis of the lumbar spine,” *Rev. Bras. Ortop.*, vol. 47, no. 3, pp. 286–291, 2012.
 - [39] J. C. Lee, J. G. Cha, J. H. Yoo, H. K. Kim, H. J. Kim, and B. J. Shin, “Radiographic grading of facet degeneration, is it reliable? - A comparison of MR or CT grading with histologic grading in lumbar fusion candidates,” *Spine J.*, vol. 12, no. 6, pp. 507–514, 2012.
 - [40] J. Hauerberg *et al.*, “Anterior Cervical Discectomy With or Without Fusion With Ray Titanium Cage,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 33, no. 5, pp. 458–464, 2008.
 - [41] J. C. Wang, D. Spenciner, and J. C. Robinson, “SPIRE spinous process stabilization plate: biomechanical evaluation of a novel technology,” *J. Neurosurg. Spine*, vol. 4, no. 2, pp. 160–164, 2006.
 - [42] J. Robinson, “Cd horizon spire ®TM.”
 - [43] A. A. White, R. M. Johnson, M. M. Panjabi, and W. O. Southwick, “Biomechanical analysis of clinical stability in the cervical spine,” *Clinical orthopaedics and related research*, no. 109, pp. 85–96, 1975.
 - [44] P. R. Loughenbury, A. I. Tsirikos, and N. W. Gummerson, “Spinal biomechanics – biomechanical considerations of spinal stability in the context of spinal injury,” *Orthop. Trauma*, vol. 30, no. 5, pp. 369–377, 2016.
 - [45] P. J. M. Scholten, A. G. Veldhuizen, and H. J. Grootenboer, “Stability of the human spine: a biomechanical study,” *Clin. Biomech.*, vol. 3, no. 1, pp. 27–33, 1988.
 - [46] M. H. Pope and M. Panjabi, “Biomechanical definitions of spinal instability,” *Spine*, vol. 10, no. 3, pp. 255–256, 1985.
 - [47] A. A. White and M. M. Panjabi, “The basic kinematics of the human spine: A review of past and current knowledge,” *Spine*, vol. 3, no. 1, pp. 12–20, 1978.
 - [48] D. Board, B. D. Stemper, N. Yoganandan, F. A. Pintar, B. Shender, and G. Paskoff, “Biomechanics of the aging spine,” *Biomed. Sci. Instrum.*, vol. 42, pp. 1–6, 2006.
 - [49] M. A. Adams, W. C. Hutton, “The effect of posture on the fluid content of lumbar intervertebral discs,” *Spine*, vol. 8, no. 6, pp. 665–671, 1983.
 - [50] C. A. Garbe, “Estudo biomecânico para reabilitação do ouvido médio humano,” 2010.
 - [51] S. S. Rao, *The Finite Element Method in Engineering*, no. December. 2004.
 - [52] N. Yoganandan, S. C. Kumaresan, V. Liming, F. A. Pintar, and S. J. Larson, “Finite element modeling of the C4-C6 cervical spine unit,” *Med. Eng. Phys.*, vol. 18, no. 7, pp. 569–574, 1996.
 - [53] Á. F. M. Azevedo, “Método dos elementos finitos,” *Eng. Comput.*, p. 248, 2003.
 - [54] H. Schmidt, A. Shirazi-Adl, F. Galbusera, and H. J. Wilke, “Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities-A finite element analysis,” *J. Biomech.*, vol. 43, no. 10, pp. 1849–1856, 2010.
 - [55] F. Teixeira Dias, J. Pinho da Cruz, R. A. F. Valente, and R. J. A. de Sousa, “Metodo dos Elementos Finitos: Técnicas de Simulação Numérica em Engenharia,” 2010.

- [56] A. Webb, "Introduction to biomedical imaging, IEEE" EMB.
- [57] Zander, T., Rohlmann, A., Burra, N.K., Bergmann, G., "Effect of a posterior dynamic implant adjacent to a rigid spinal fixator," *Clinical Biomechanics.*, vol. 21, no. 8, pp. 767-774, 2006.
- [58] Kumaresan, S., Yoganandan, N., Pintar, F.A., "Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study," *Clinical Biomechanics.*, vol. 14, no. 1, pp. 41-53, 1999.
- [59] Ruberté, L.M., Natarajan, R.N., Andersson, G.B., "Influence of single-level lumbar degenerative disc disease on the behavior of the adjacent segments--a finite element model study," *Journal of Biomechanics.*, vol. 42, no. 3, pp. 341-348, 2009.
- [60] Zhang, Q.H., Zhou, Y.L., Petit, D., Teo, E.C., "Evaluation of load transfer characteristics of a dynamic stabilization device on disc loading under compression," *Medical Engineering and Physics*, vol. 31, no. 5, pp. 533-538, 2009.
- [61] Chen, S.H., Tai, C.L., Lin, C.Y., Hsieh, P.H., Chen, W.P., "Biomechanical comparison of a new stand-alone anterior lumbar interbody fusion cage with established fixation techniques – a three-dimensional finite element analysis," *BMC Musculoskeletal Disorders*, vol. 9, no. 88, pp. 1-10, 2008.
- [62] Zhang, Q.H., Zhou, Y.L., Petit, D., Teo, E.C., "Evaluation of load transfer characteristics of a dynamic stabilization device on disc loading under compression," *Medical Engineering and Physics*, vol. 31, no. 5, pp. 533-538, 2009.
- [63] Kurutz, M., Oroszváry, L., "Finite element analysis of weight bath hydrotraction treatment of degenerated lumbar spine segments in elastic phase," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 3, pp. 433-441, 2010.
- [64] Zhong, Z.C., Wei, S.H., Wang, J.P., Feng, C.K., Chen, C.S., Yu, C.H., "Finite element analysis of the lumbar spine with a new cage using a topology optimization method," *Medical Engineering and Physics*, vol. 28, no. 1, pp. 90-98, 2006.
- [65] Denoziere, G., Ku, D.N. "Biomechanical comparison between fusion of two vertebrae and implantation of an artificial intervertebral disc," *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 4, pp. 766-775, 2006.
- [66] Pintar, F.A., Yoganandan, N., Myers, T. Elhagediab, A., Sances Jr, A. "Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments," *Journal of Biomechanics*, vol. 25, no. 11, pp. 1351- 1356, 1992.
- [67] Moramarco, V., Palomar, A.P., Pappalettere, C., Doblaré, M. "An accurate validation of a computational model of human lumbo sacral segment," *Journal of Biomechanics*, vol. 43, no. 2, pp. 334-342, 2010.
- [68] Chen, C.S., Cheng, C.K., Liu, C.L., Lo, W.H. "Stress analysis of the disc adjacent to interbody fusion in lumbar spine," *Medical Engineering and Physics*, vol. 23, no. 7, pp. 483-491, 2001.
- [69] Abaqus 28.1.1 Documentation. Simulia 2016
- [70] S. Kumaresan, N. Yoganandan, and F. A. Pintar, "Finite element analysis of the cervical spine: a material property sensitivity study," *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)*, vol. 14, no. 1, pp. 41-53, 1999.
- [71] K. Kim, Y. H. Kim, and S. Lee, "Investigation of optimal follower load path generated by trunk muscle coordination," *J. Biomech.*, vol. 44, no. 8, pp. 1614-1617, 2011.
- [72] <http://novo.pilarvertebral.com.br/sua-coluna> acesso efetuado em 10/11/2017.
- [73] <https://spinecare.luminhealth.com/conditions/bulging-disc> acesso efetuado em

16/11/2017

- [74] H. S. Ahn and D. J. DiAngelo, “A biomechanical study of artificial cervical discs using computer simulation,” *Spine (Phila. Pa. 1976)*, vol. 33, no. 8, pp. 883–892, 2008.